

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Факультет електроніки
Кафедра акустики та акустoeлектроніки

«На правах рукопису»
УДК 534.7

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри
_____ В.С. Дідковський
(підпис) (ініціали, прізвище)
“ ” _____ 2018 р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності(спеціалізації) 171 «Електроніка»
(код і назва спеціальності)

на тему: «Використання ультразвукового датчика для визначення стану
м'язових структур»

Виконала: студентка VI курсу, групи ДГ-61м
(шифр групи)

Шишкова Катерина Андріївна
(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник професор кафедри А та АЕ, д.т.н Лейко О.Г.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент доцент кафедри ЗТРІ, к.т.н., Трапезон К. О. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут/факультет

Електроніки
(повна назва)

Кафедра

Акустики та акустoeлектроніки
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність (спеціалізація) –

171«Електроніка»
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

(підпис) **В.С. Дідковський**
(ініціали, прізвище)

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Шишкова Катерина Андріївна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації «Використання ультразвукового датчика для визначення стану м'язових структур», науковий керівник дисертації

Лейко Олександр Григорович, д.т.н., проф. кафедри А та АЕ

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «09»лютого 2018 р. №691-с.

2. Строк подання студентом дисертації«11»травня 2018 р

3. Об'єкт дослідження процеси взаємного перетворення акустичної, механічної та електричної енергії в ультразвуковому п'єзокерамічному датчику.

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) ультразвуковий датчик для визначення стану м'язових структур

5. Перелік завдань, які потрібно розробити

5.1. Огляд і аналіз літературних джерел з питань використання ультразвукових датчиків в медицині. Особливості дії ультразвуку на людський організм.

5.2. Аналіз можливостей використання ультразвукових датчиків для визначення патологій м'язових структур.

5.3. Розрахунок основних параметрів ультразвукового датчику та визначення основних принципів конструювання функціональних вузлів.

5.4. Дослідження з метрологічного забезпечення багатoeлементних ультразвукових датчиків.

5.5. Розробка стартап-проекту

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу презентація

7. Орієнтовний перелік публікацій

1. Шишкова К. А. Експериментальне визначення чутливості ультразвукових датчиків в режимі прийому//Наука онлайн: Міжнародний електронний науковий журнал - 2018. - №5.
2. Шишкова К.А. Про один із варіантів методики експериментальних досліджень ультразвукових датчиків//Наука онлайн: Міжнародний електронний науковий журнал - 2018. - №5.

8. Дата видачі завдання «12»лютого 2018 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Огляд і аналіз літератури з питань використання ультразвукових датчиків в медицині.	12.02.2018р.-22.02.2018 р.	
2.	Визначення особливостей впливу ультразвуку на людський організм.	23.02.2018 р.- 28.02.2018 р.	
3.	Огляд основних типів конструкцій ультразвукових датчиків та способів сканування, визначення переваг та	01.03.2018 р.- 06.03.2018 р.	

	недоліків.		
4.	Дослідження особливостей ультразвукових датчиків для дослідження м'язів	07.03.2018р.- 12.03.2018 р.	
5.	Розрахунок параметрів ультразвукового датчику	13.03.2018 р.- 21.03.2018р.	
6.	Конструктивно-технологічні дослідження по створенню ультразвукових датчиків	22.03.2018 р.- 06.04.2018 р.	
7	Дослідження метрологічного забезпечення багатоелементних ультразвукових датчиків	07.04.2018 р.- 20.04.2018 р.	
8.	Розробка стартап-проекту	21.04.2018 р.- 29.04.2018 р.	
9.	Аналіз роботи та оформлення пояснювальної записки.	30.04.2018 р.- 08.05.2018 р.	

Студент

(підпис)

К.А. Шишкова
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

О.Г. Лейко
(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи складає 111 сторінок, 36 рисунків, 27 таблиця, та 18 джерел.

Робота присвячена дослідженням створення п'єзокерамічних датчиків для визначення стану м'язових структур. Актуальність роботи пов'язана з безпечністю використання ультразвукових датчиків для людини, у порівнянні з іншими способами діагностики, без інвазивності та можливість динамічного оцінювання патологій та навколишньої ділянки м'язів.

В роботі описується особливість дії ультразвуку на організм людини, проаналізовано існуючі типи датчиків та способів сканування відповідно до типу, розглянуто можливості використання ультразвукових датчиків для визначення патологій м'язових структур. Також проаналізовано сучасний стан по створенню і використанню цих датчиків, їх розрахунку, конструюванню, виготовленню та випробовуванню.

Для забезпечення якісних експлуатаційних характеристик перетворювача і, отже, приладу в цілому, в роботі значну увагу приділено експериментальному дослідженню резонансної частоти, акустичної добротності, роздільної здатності та чутливості в режимах випромінювання та прийому датчику.

**УЛЬТРАЗВУКОВИЙ ДАТЧИК, М'ЯЗИ, ПАТОЛОГІЇ М'ЯЗІВ,
КОНСТРУКТИВНО-ТЕХНОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ, МЕТРОЛОГІЧНЕ
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ДАТЧИКІВ**

ABSTRACT

The work volume is 111 pages, 36 figures, 27 tables, and 18 sources.

The work is devoted to research on the creation of piezoceramic sensors to determine the state of muscular structures. The urgency of the work is connected with the safety of the use of ultrasonic sensors for a person in comparison with other methods of diagnostics, without invasiveness and the possibility of dynamic evaluation of pathologies and the surrounding area of muscles.

The work describes the peculiarity of the action of ultrasound on the human body, analyzed the existing types of sensors and methods of scanning in accordance with the type, considered the possibility of using ultrasound sensors to determine the pathologies of muscular structures. The current state of creation and use of these sensors, their calculation, design, fabrication and testing is also analyzed. Methods of experimental research

In order to ensure the qualitative performance of the converter and, therefore, the instrument as a whole, considerable attention is paid to the experimental study of the resonant frequency, acoustic quality, resolution and sensitivity in the radiation modes and sensor reception.

ULTRASONIC SENSORS, MUSCLES, MUSCLE PATHOLOGY,
CONSTRUCTIVE AND TECHNOLOGICAL RESEARCH, METROLOGICAL
SUPPORT ULTRASONIC SENSOR

Зміст

Вступ.....	9
1. Ультразвук	11
1.1. Природа і загальна характеристика ультразвукових коливань	11
1.2. Біологічні особливості дії ультразвуку	13
1.3. Ультразвукова апаратура	15
Висновки до розділу	16
2. Датчики ультразвукових приладів	17
2.1. Ультразвукові перетворювачі.....	17
2.2. Способи сканування	18
Висновки до розділу	33
3. Ультразвукові датчики для дослідження м'язів	34
3.1. М'язи	35
3.2. Патологія м'язових тканин	37
Висновки до розділу	42
4. Розрахунок параметрів ультразвукового датчику	43
4.1. Розрахунок характеристик направленості ультразвукових лінійних датчиків в режимі фокусування.....	43
4.2. Розрахунок акустичних і електричних параметрів ультразвукових датчиків	50
4.2.1. Розрахунок параметрів еквівалентної схеми п'єзокерамічного елемента	50
4.2.2 . Чутливість п'єзокерамічного елемента в режимі прийому і випромінювання	56
4.3. Розрахунок основних конструктивних вузлів ультразвукових датчиків	60
4.3.1 Розрахунок і експериментальний підбір активного елемента.....	60
4.3.2. Конструкція демпфера	60
Висновки до розділу	61
5. Конструктивно-технологічні дослідження по створенню ультразвукових датчиків	62
5.1. Конструкція активного елемента.....	62
5.2 Конструкція корпусу датчика.....	67
5.3. Конструкція лінії електричної комутації (ЛЕК).....	68
5.4. Технологія складання ультразвукових датчиків	70

Висновки до розділу	74
6. Дослідження з метрологічного забезпечення багатoeлементних ультразвукових датчиків	75
6.1. Загальна характеристика метрологічних параметрів ультразвукових медичних датчиків	75
6.2. Методика вимірювань резонансної частоти , акустичної добротності чутливості в режимах випромінювання та прийому багатoeлементного ультразвукового перетворювача.....	77
6.3. Методика вимірювання роздільної здатності багатoeлементного ультразвукового перетворювача.....	82
6.4. Результати експериментальних досліджень	85
6.5. Оцінка похибок вимірювання.....	86
Висновки за розділом.....	89
7. Стартап -проект.....	91
7.1. Опис ідеї стартап-проекту	91
7.2. Технологічний аудит ідеї проекту	92
7.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	93
7.4. Розробка ринкової стратегії проекту	101
7.5. Розробка маркетингової програми стартап-проекту.....	103
Висновки до розділу	106
Загальні Висновки	108
Список використаних джерел	110

Вступ

Здогад про те, що причиною безпомилкового польоту кажанів в темряві є нечутні людським вухом звукові коливання, висловив в кінці XVI-го століття італієць Спаланцані, однак, для її практичного підтвердження знадобилося півтора століття.

Офіційна історія вивчення ультразвуку починається в 1880 році, коли видатний фізик П'єр Кюрі, працюючи разом з братом Жаком, відкрив явище п'єзоефекту, суть якого полягає в появі на гранях кварцової пластинки при її стисненні електричних зарядів. Через рік це явище, що отримало назву прямого п'єзоефекту, було теоретично обґрунтовано іншим французьким вченим Г. Ліпманом, який також описав і принцип зворотного п'єзоефекту - деформації п'єзоматеріала під дією різниці електричних потенціалів. Протягом декількох десятиліть ці відкриття не отримували належного визнання і застосування. Лише в 1916 році починається практичне використання ультразвукового пристрою -на підводних човнах встановлюються перші ультразвукові ехолотатори для виявлення кораблів противника.

У 1929 році російським дослідником С.Я. Соколовим були закладені основи ультразвукової дефектоскопії в техніці і промисловості (виявлення прихованих дефектів в металевих виробах, бетонних блоках і т.п.). Для цього створюються спеціальні ультразвукові пристрої, які послужили згодом прототипами медичних діагностичних апаратів. З їх допомогою і були зроблені окремі спроби отримання ультразвукової інформації про стан внутрішніх органів людини. Незабаром з'являються перші, відносно прості по пристрою медичні апарати, що працюють в одновимірному режимі. Вони зробили можливим в експериментальній та клінічній практиці побачити зображення каменів жовчного міхура, зареєструвати зсув серединних структур головного мозку при наявності в порожнині черепа гематоми або пухлини та ін.

В середині 50-х років починається успішне застосування ультразвукового діагностичного методу в офтальмології, публікуються перші роботи по діагностиці пухлин молочної залози. Це час зазначено появою апаратів, що

дають двовимірне (В-метод) зображення внутрішніх органів (ультразвукову томограму), а також теоретичними і експериментальними дослідженнями застосування доплерівських систем в діагностиці.

Протягом наступних 15-20 років апаратура значно удосконалюється, створюються пристрої «сірої шкали», що дають зображення з великою кількістю деталей і тонкими градаціями структури, розробляються перші моделі апаратів швидкого сканування (в реальному масштабі часу). Поступово формується образ сучасного ультразвукового діагностичного апарату, оснащеного великою кількістю змінних датчиків, що має вбудовані блоки для вимірювань, розрахунків різних біологічних параметрів і, нарешті, систему комп'ютерної обробки зображеннях[1].

1. Ультразвук

1.1. Природа і загальна характеристика ультразвукових коливань

Ультразвукові коливання-це механічні коливання частинок в пружному середовищі. Поширення ультразвуку відбувається за основними законам, прийнятими для акустичних хвиль будь-якого діапазону частот. Частотна межа 20 кГц, що розділяє два види хвиль: вище 20 кГц - ультразвук, нижче просто звук, - є умовною і обрана тому, що вона визначає верхню межу чутних людиною звукових коливань. Тому обидва типи хвиль мають загальну назву - акустичні хвилі, а іноді називаються звуковими хвилями.

Ультразвукові хвилі, які застосовуються для медичної діагностики та в терапевтичній практиці, поширюються в біологічних тканинах різного виду. Основу організму людини складають м'які біологічні тканини, котрі подібні рідким пружним середовищам, кісткові утворення і конкременти (наприклад, камені в нирках), які відносяться до твердих середовищ, а також газові освіти до яких відносять легені, шлунок, кишечник і т.п.

В ультразвуковій діагностиці використовуються повздовжні акустичні хвилі, в яких коливання в кожній точці простору паралельні напрямку розповсюдження. Поперечні хвилі використовуються для дослідження твердих біологічних тканин, через те що коливання в таких хвилях відбуваються перпендикулярно напрямку їх поширення. На рис.1 зображено напрямки розповсюдження акустичних хвиль.

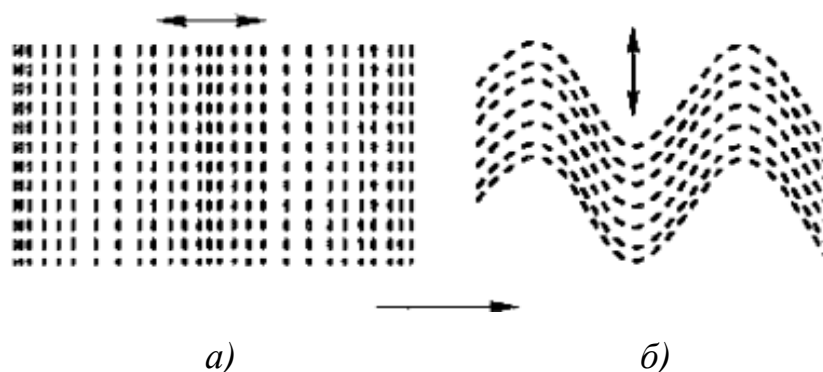


Рис.1.1 Ультразвукові хвилі :а)повздовжні ; б)поперечні (стрілками позначено напрямки коливання частинок)

Розповсюдження хвиль характеризується швидкістю ультразвуку c , що залежить від характеристик пружності та щільності середовища і пов'язана з довжиною хвилі λ простим співвідношенням:

$$\lambda = \frac{c}{f} \text{ або } \lambda = cT, \quad (1)$$

Тобто чим більша частота f , тем менша довжина хвилі. Завдяки цьому ультразвук розповсюджується в середовищі підпорядковуючись законам геометричної оптики (рис.1.2)

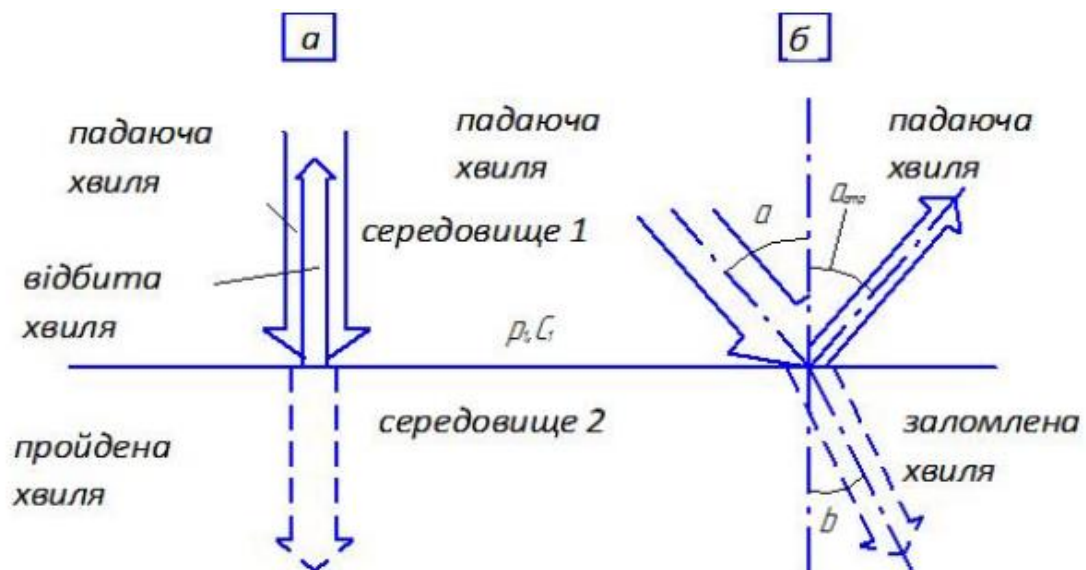


Рис. 1.2 Відбивання і заломлення ультразвуку на границі середовищ

При перпендикулярному падінні звукової хвилі на плоский кордон середовищ минула хвиля не змінює свого напрямку відносно падаючої хвилі і відрізняється від неї зменшеною енергією, тому, що частина енергії разом з відбитою хвилею переноситься в напрямі, протилежному до падаючої хвилі (рис.1.2а).

При косому падінні хвилі відносно плоского кордону середовищ відбита хвиля поширюється відповідно до закону геометричної оптики, згідно з якою кут віддзеркалення дорівнює куту падіння (рис.1.2б).

Коливання (зміщення) робочої поверхні УЗ датчику, що контактує з тілом пацієнта, передаються біологічним тканинам і в результаті частинки середовища також починають коливатись відносно стану рівноваги.. Періодичні стягування та розтягування кожного шару речовини, в якому розповсюджується ультразвук

можливо розглядати , як результат дії змінного тиску , амплітуда якого дорівнює:

$$p = \rho c \Lambda \omega = \rho c V_m ,$$

де V_m -амплітуда коливальної швидкості частинок. Ця величина завжди менша швидкості розповсюдження самої хвилі.

Зв'язок між акустичним опором, змінним акустичним тиском та амплітудою коливальної швидкості можливо представити у вигляді :

$$R = \frac{p}{vm} .$$

Ультразвукова хвиля розповсюджуючись у середовище переносить з собою енергію. Величина , чисельно рівна енергії W , що переноситься хвилею в одиницю часу через одиничну поверхню, що перпендикулярна напрямку розповсюдження хвилі, називається інтенсивністю ультразвуку $I = \frac{W}{St}$.

Інтенсивність плоскої синусоїдальної хвилі складає:

$$I = \frac{p^2}{2\rho c} = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 A^2 = \frac{1}{2} \rho c V_m^2 .$$

В медицині прийнято виділяти три діапазони інтенсивностей:

- 1) 0,05-0,6 Вт/см² – низький рівень інтенсивності;
- 2) 0,6-1,2 Вт/см² – середній рівень інтенсивності;
- 3) вище 1,2 Вт/см² –високий рівень інтенсивності.

1.2. Біологічні особливості дії ультразвуку

Необхідність в прийомі і вимірюванні ультразвуку виникає в трьох великих областях- отримання діагностичної інформації від пацієнта, вимір акустичних властивостей тканин і інших середовищ і вимір акустичних полів, якими можуть опромінюватись живі клітини і тканини, в тому числі і тканини пацієнтів. При цьому основний інтерес зосереджений на з'ясуванні зв'язку можливих біологічних змін з фізичними параметрами впливу. Вперше ці питання були розглянуті тільки в 1973 р в колективній монографії [2], а згодом ще більш детально в 1978 р О'Брайеном [3].

При порівняно невеликих інтенсивностях УЗ викликає своєрідний мікромасаж тканин, що сприяє кращому обміну речовин і кращому постачанню тканин кров'ю і лімфою.

Теплові механізми проявляються в тих випадках, коли поглинання акустичної енергії призводить до локального підвищення температури середовища, причому основний внесок в акустичне поглинання дають такі механізми дисипативних втрат, як молекулярна релаксація, внутрішнє тертя і відносний рух частинок середовища. Параметрами впливу, взаємопов'язаними з тепловими механізмами, є інтенсивність і час опромінення. Прийнято вважати, що діагностичні рівні інтенсивності (SPTA) занадто малі, щоб викликати помітне збільшення температури тканин, що представляє будь-яку небезпеку проте локальний нагрів тканин на долі і одиниці градусів, як правило, сприяє життєдіяльності біологічних об'єктів, підвищуючи інтенсивність процесів обміну речовин.

Кавітація, під якою розуміється процес зростання і коливань газових бульбашок в полі акустичної хвилі, зазвичай виникає в тих випадках, коли використовується ультразвук високої потужності в режимі безперервного випромінювання, хоча є підтвердження того, що кавітація в деякій обмеженій формі (що не представляє, як правило, небезпеки для пацієнта) може спостерігатися і при використанні діагностичного ультразвуку з малим числом періодів коливань в імпульсі. При дослідженні кавітації необхідно знати такі параметри, як максимальна негативний тиск і тривалість імпульсу, оскільки саме в фазі розрідження хвилі газ дифундує з розчину в повітряний міхур, що призводить до зростання останнього. Процес зростання бульбашок називається стабільною кавітацією.

При досягненні бульбашкою певних розмірів під дією напівхвилі стиснення може виникнути колапс (collapse)-«луснення» бульбашки, що супроводжується ударною хвилею і підвищенням температури. Колапсуюча кавітація, може стати причиною руйнування клітин внаслідок пошкодження мембран. Слід зауважити, що значення тиску (SPTP) в імпульсах, що

генеруються діагностичними датчиками, були б цілком достатніми для виникнення кавітації, якби ці імпульси містили порівняно велике число періодів коливань.

До нетеплових механізмів дії ультразвуку відносяться стаціонарне радіаційний тиск, що впливає на всі тканинні структури (в тому числі і на рухливі), перемішування поглинаючих ультразвук рідин за рахунок виникнення акустичних потоків, зсувні напруження в структурах, що знаходяться в акустичних потоках в рідині, і безпосередній вплив сили коливань звукового поля на будь-які біоструктури.

Тривалі інтенсивні впливу ультразвуком можуть привести до перегріву біологічних структур і до їх руйнування. Чутливі до ультразвуку і білки. Під його впливом виникає конформаційний ефект, що викликається або розривом бічних зв'язків між ділянками поліпептидного ланцюга або зсувом гідратаційних і сольватаційних процесів. Під впливом ультразвуку відбувається конформаційна перебудова мембран, при цьому підвищується проникливість гістогематичних бар'єрів і здійснюється зсув рН в лужну сторону [4-6].

1.3. Ультразвукова апаратура

В наш час сучасну медицину неможливо представити без ультразвукових діагностичних та лікувальних апаратів. Вони необхідні для візуалізації різних структур організму, в тому числі і внутрішніх органів, для характеристики тканин, а також для контролю параметрів рухомих середовищ і структур, наприклад, для контролю параметрів кровотоку чи роботи різних частин серця. Ультразвук лежить в основі принципіально нових методик хірургії, а особливо в мікрохірургії. Фізіотерапевтична ультразвукова техніка успішно використовується при різноманітних видах захворювань. Особливу роль відіграє властивість ультразвуку збільшувати проникність біологічних тканин, що дає можливість для адресної доставки ліків та препаратів медичного характеру.

В загальному плані ультразвукову техніку, в залежності від характеру впливу, можливо розділити на два основних класи: апаратура діагностичного та терапевтичного призначення.

Клас діагностичної апаратури складають ультразвукові томографи для візуалізації внутрішніх органів, прилади для контролю параметрів плинності крові, ультразвукові прилади для контролю гайморових пазух, ультразвукові доплерівські ехокардіографи, ультразвукові ехоенцилооскопи для дослідження головного мозку, ультразвукові ехоофтальмоскопи для дослідження ока і т.п.

Клас терапевтичної апаратури складають комплекси для безконтактного руйнування каменів в нирках, жовчному міхурі (літотріптери), ультразвукові інгалятори, ультразвукова апаратура для локальної товщинної термотерапії і впливу на активні точки, різноманітні хірургічні і стоматологічні ультразвукові інструменти, ультразвукова апаратура для прискорення зрощення кісток і т.п.

В даній роботі основну увагу приділено ультразвуковим діагностичним приладам.

Висновки до розділу

В даному розділі було розглянуто загальні принципи розповсюдження ультразвуку, його характерні та специфічні особливості. Під специфічними мається на увазі, біологічні особливості дії ультразвуку, а саме механічний вплив, фізико-хімічні реакції та теплові ефекти.

В залежності від характеру впливу ультразвукову апаратуру було поділено на діагностичну та терапевтичну.

2. Датчики ультразвукових приладів

2.1. Ультразвукові перетворювачі

Одним із основних вузлів будь-якого ультразвукового (УЗ) діагностичного приладу є ультразвуковий перетворювач. Він входить до складу датчику і від нього залежить якість отриманої інформації.

УЗ перетворювач виконує наступні функції:

- перетворює електричні сигнали в механічні (ультразвукові) коливання з наступним їх випромінюванням в біологічні тканини;

- приймає ультразвукові ехосигнали, що відбиваються неоднорідностями в біологічних тканинах і перетворює їх в електричні для подальшого підсилення та обробки;

- виконує сканування, тобто переміщає УЗ промінь в досліджувані ділянки за допомогою спеціальних перемикачів(комутаторів) та керуючих сигналів.

Різноманітність УЗ перетворювачів досить велике, проте до більшості з них входять однакові компоненти. Незважаючи на загальні принципи побудови УЗ перетворювачів існує велика кількість різноманітних конструкцій п'єзоперетворювачів, котрі використовуються відповідно в різних типах датчиків.

Можливо виділити наступні основні типи п'єзоперетворювачів:

- одноеlementні;

- багатеlementні кільцеві решітки;

- багатеlementні одновимірні решітки:

 - лінійна;

 - конвексна або випукла;

 - мікроконвексна, або випукла з малим радіусом кривизни;

- багатеlementні двовимірні решітки ;

 - плоска;

 - конвексна.

2.2. Способи сканування

Типи датчиків та їх назви визначаються використанням в них різноманітних ультразвукових перетворювачів і способів сканування, що реалізуються за допомогою цих перетворювачів. В залежності від способів сканування можливо виділити [4,7] :

1. Секторні датчики механічного сканування- з одноелементними або багатоелементними кільцевими решітками ;
2. Лінійні датчики електронного сканування – з багатоелементними лінійними решітками;
3. Конвексні і мікроконвексні датчики електронного сканування-з конвексними та мікроконвексними багатоелементними решітками відповідно;
4. Фазовані секторні датчики- з багатоелементними лінійними решітками;
5. Датчики трьохмірного електронно-механічного сканування : лінійні , конвексні, секторні;
6. Датчики з двомірною решіткою(активні матричні решітки):лінійні, конвексні, секторні.

В датчиках механічного сканування робоча поверхня контактує з тілом пацієнта ,і поверхня п'єзоперетворювача не співпадають між собою, оскільки перетворювач рухається в процесі сканування.

В лінійних, конвексних, мікроконвексних та фазованих (секторних) датчиках електронного сканування робоча поверхня являє собою випромінюючу та приймаючу поверхню УЗ перетворювача ,і називається апертурою. Характерні розміри апертури використовують для маркування датчиків, що суттєво допомагає при виборі останніх.

Розглянемо більш детально принципи різноманітних видів сканування.

1.Механічне сканування. УЗ промінь ,при такому виді сканування , переміщається під кутом таким чином, що зона зображення має вигляд сектору. Це досягається за рахунок обертання та качання перетворювача навколо своєї осі. Датчики з обертанням (роторного типу) та датчики з качанням

перетворювача раніше використовувалися досить широко. В датчиках з механічним скануванням робоча поверхня (захисний ковпак) закриває деякий об'єм в якому знаходиться одноелементний УЗ перетворювач або перетворювач з кільцевою решіткою. Об'єм під ковпаком заповнений акустично прозорою рідиною для зменшення втрат при проходженні УЗ сигналів. Датчики з механічним скануванням застосовується рідко. Основна сфера їх застосування в нинішній час - внутрішньо порожнинні і внутрішньо судинні дослідження.

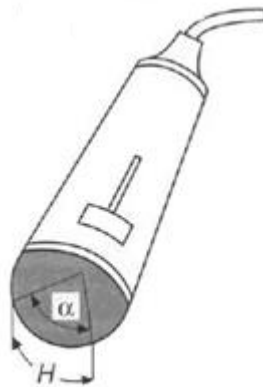


Рис. 2.1. Датчик механічного сканування.

Характеристикою секторних механічних датчиків крім робочої частоти являється кутовий розмір сектору сканування, котрий вказується в маркуванні датчика (інколи додатково дається довжина відповідної дуги H чи діаметр робочої поверхні). Приклад маркування: 3,5 МГц/90°.

Переваги механічного сканування.

- Можливість використання УЗ перетворювача з високою частотою (10 МГц і більше) і малими розмірами для офтальмології, уретральних і судинних досліджень.
- Єдиний на сьогодні спосіб реалізації кругового сканування (і діапазоні кутів 360°). Тому цей вид сканування знаходить застосування в спеціалізованих датчиках для внутрішньо судинних і транс-уретрального дослідження.
- Можливість застосування кільцевих (анулярних) УЗ перетворювачів з високою поперечною роздільною здатністю не тільки в площині сканування, а і в площині їй перпендикулярній (товщинної площини).

- Малий розмір робочої поверхні датчика, контактуючий з поверхнею тіла, що дозволяє досліджувати органи, важкодоступні для датчика з великою робочою поверхнею (наприклад, спостерігати за серцем через міжреберний просвіт грудей). Таж перевага притаманна мікроконвексному і фазованому секторному скануванню.

- Даний вид сканування ефективно застосовується в електромеханічних датчиках об'ємного (3D) скануванням.

Обмеження і недоліки механічного сканування

- Малий розмір зони огляду біля робочої поверхні при малих кутів розмірах сектора сканування (до 90°). Суворо кажучи, це швидше особливість секторного сканування, котра не стільки являється недоліком, скільки просто повинна бути врахована при визначенні області медичного застосування.

- Наявність в датчику механічно рухомих частин, що можуть приводити до зниження надійності і вібрації датчика в руках оператора. Ці особливості в сучасних конструкціях датчиків практично подолані – по рівню надійності вони не поступаються датчикам електронного сканування, а вібрації в них суттєво знижені.

- Мертва зона в ближчій області сектора спостереження, тобто неможливість отримувати інформацію на малих глибинах (5-15 мм в залежності від типу і частоти датчика). Це являється наслідком перевідбиттів потужного сигналу випромінювання (в початку кожного зондування) між поверхнями УЗ перетворювача і захисним ковпачком. Цей недолік можна частково подолати за рахунок кращого акустичного узгодження матеріалів захисного ковпачка, просвітлюючих шарів УЗ перетворювача і правильного підбору рідин, що заповнює датчик.

- Збільшення відстані між променями (акустичними рядками) на великих глибинах, що призводить до деякого зниження всіх секторних методів сканування.

- Взаємне зміщення напрямків випромінювання і прийому внаслідок руху (обертання) УЗ перетворювача, особливо помітне на великих глибинах. Це

призводить до деякого зниження чутливості і погіршення поперечної здатності, тим більша, чим більша кутова швидкість сканування.

2. Лінійне електронне сканування. При даному способі сканування кутовий напрямок УЗ променя не змінюється, а промінь переміщується паралельно самому собі так, щоб початок променя рухався уздовж робочої поверхні датчика по прямій лінії. Зона огляду має вигляд прямокутника (рис.2.2).

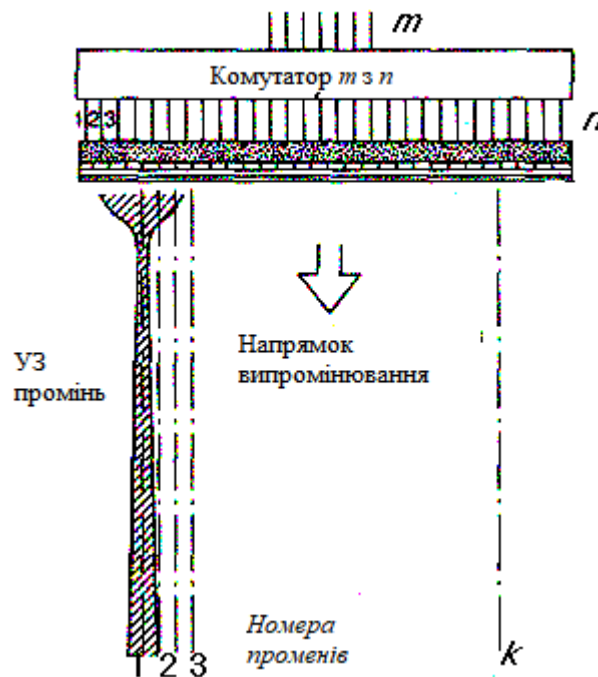


Рис. 2.2. Лінійно електронне сканування

Лінійне сканування виконується шляхом переключення (комутації) елементів в УЗ перетворювачі, що має вигляд одномірної лінійної решітки. Якщо в лінійній решітці n елементів, то для формування одного УЗ променя кожен раз використовується тільки мала частина – m елементів із загальної кількості. Підключення m елемента здійснюється за допомогою спеціального комутатора « m із n », входи якого з'єднані електрично з усіма n елементами решітки, а вихідні m каналів з'єднані з багатоканальним приймально-передавальним трактом електронного блоку приладу.

Типові приклади комбінації числа елементів n і числа каналів m , використовуваних в сучасних приладах:

Прилад середнього класу: $n = 96-128$; $m = 32$ чи 48 .

Прилад високого класу: $n = 128-192$; $m = 64$ і більше.

Датчики з великим числом каналів (більше 128) інколи називаються датчиками з **високою щільністю** елементів. Відповідно, такі датчики складніші в виробництві і дорожчі за звичайні.

Пояснимо, як реалізується лінійне сканування на прикладі решітки з $n=128$ і $m=32$. Для отримання інформації в одному (припустимо, для визначеності в першому по порядку) напрямку (акустичному рядку) комутатор підключається до приймального передавачем елементу з 1-го по 32-й. На ці 32 елементи (вони називаються **підрешіткою**) подаються збуджуючі електричні імпульси сигналів і всі 32 елементи випромінюють акустичні (УЗ) імпульси. Випромінювані сигнали мають однакову форму, так що можна рахувати, що частина решітки діє як один випромінювач, формуючий УЗ промінь 1, котрий перпендикулярний робочій поверхні лінійки і проходить через центр підрешітки. На рис. 2.2 зображений промінь 1 (заштрихований), сформований підрешіткою.

Відразу ж після випромінювання зонduючого імпульсу підрешітки переходить в режим приймання ехосигналів, так як ці ж m елементи підключені до приймаючим каналам. Прийом виконується в тому ж промені 1. Інколи приймаючий промінь може сформуватись по іншому: кількість елементів може бути менше або приймаюча підрешітка може бути дещо зміщена відносно передавальної. В результаті приймання в промені 1 в прилад поступає інформація про ехосигнали в 1-му промені і на моніторі приладу відображається перший акустичний рядок. В наступному зондуванні комутатор підключає до приймального передатчика елементи з 2-го по 33-й, утворює нову підрешітку, зрушену відносно першої на один елемент і все повторюється, як в випадку променя 1, при цьому формується промінь 2, такої ж форми як і перший, але зрушений на ширину одного елемента (крок решітки). Аналогічно формуються промені 3, 4 і т.д.. Якщо довжина робочої поверхні (апертури) решітки L , то крок решітки визначається в результаті ділення L на n . Наприклад, при $L = 52$ мм і $n = 128$ крок решітки $L/n = 0,4$ мм.

Неважко помітити, що кількість променів (акустичних рядків), котрі можуть бути в результаті отримані, дорівнює: $k = n - m$. Так, в випадку $n = 128$ і $m = 32$ число рядків $k = 96$ і відстань між ними також 0,4 мм (при $L = 52$ мм).

В лінійних датчиках електронного сканування характерною являється довжина апертури L (рис. 2.3), так як саме вона визначає ширину прямокутної зони огляду. Приклад маркування лінійного датчика: 7,5 МГц/42 мм. Потрібно мати на увазі, що по причині, поясненій вище, ширина зони огляду в лінійному датчику завжди менше на 20-40% розміру апертури. Так, якщо вказаний розмір апертури 42 мм, то ширина зони огляду – не більше 34 мм.

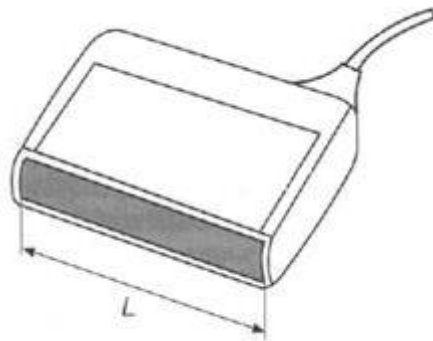


Рис.2.3 Датчик лінійного електронного сканування

Різновидом лінійного сканування є так зване трапецетевидне сканування, при якому, на відміну від звичайного лінійного сканування, напрямки променів не перпендикулярно робочій поверхні датчику, а орієнтовно під деяким кутом. В двох суміжних кадрах ці кути можуть відрізнятися, так що при сумуванні кадрів отримується зображення в вигляді трапеції.

Переваги лінійного сканування

- Широка зона на малих глибинах, що робить лінійне сканування більш кращим, а ніж секторне, при дослідженні структур, розташованих близько до поверхні, наприклад щитовидної і молочної залоз, а також при спостереженні судин.
- Однаково висока щільність акустичних рядків на великих і малих глибинах, що дозволяє отримувати на великих глибинах значно більш високу якість зображення, а ніж при секторному скануванні.

Обмеження і недоліки лінійного сканування

- Ширина зони огляду обмежена розміром апертури датчика, що інколи недостатньо для дослідження структур на великих глибинах (долається при використанні трапецеїдального сканування).
- Відносно великий розмір апертури датчика ускладнює застосування лінійного сканування в такій галузі медичного застосування, як ехокардіографія.

3. Конвексне (випукле) електронне сканування. Цей метод відрізняється від лінійного сканування тим, що використовує УЗ перетворювач в вигляді конвексної одномірної решітки. Керування скануванням аналогічно керуванню при лінійному скануванні, для цього застосовується такий же комутатор « m із n ». В силу геометрії решітки, відмінній від лінійної, промені не паралельні один одному, а розходяться вільом в деякому кутовому секторі (рис.2.4).

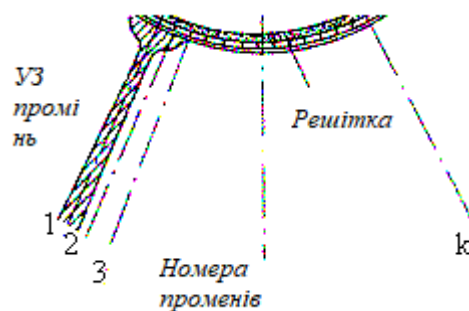


Рис. 2.4 Конвексне електронне сканування

В конвексних датчиках електронне сканування зона огляду визначається двома характерними розмірами – довжиною дуги H (інколи її хорди), відповідної випуклої робочої частини та кутовими розмірами сектору сканування в градусах (рис. 2.5). Приклад маркування конвексного датчика: 3,5 МГц/60°/60 мм. Частіше для маркування використовують радіус R кривизни робочої поверхні, наприклад: 3,5 МГц/60R (радіус – 60 мм).

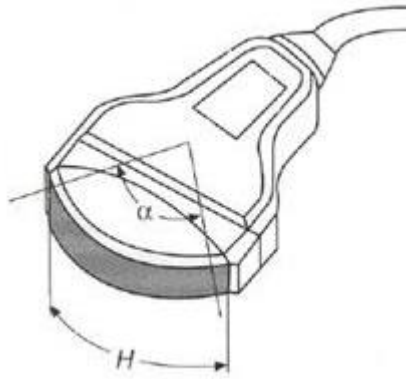


Рис.2.5. Конвексний датчик

Конвексне сканування поєднує переваги лінійного і секторного сканування.

- Широка зона огляду біля поверхні датчику а ще більше широка зона огляду на середній і більшій глибинах.
- Розбіжність вісей із променів з глибиною при конвексному скануванні менша ані ж при секторному тому щільність акустичних рядків на більших глибинах вище і відповідно на багато краще повздовжня роздільна здатність чим при секторному скануванні.

Недоліки конвексного сканування

- Випукла робоча поверхня датчику при контакті з тілом пацієнта деформує структури, що лежать близько до поверхні, що інколи не бажано й вимагає використати датчик з лінійним сканування.
- Великий розмір робочої поверхні ускладнює використання в кардіології де більш доцільно використання секторного датчику.

Не зважаючи на вказані недоліки, конвексне сканування є самим поширеним в наш час видом сканування.

4. Мікроконвексне електронне сканування. Цей вид сканування принципіально аналогічний конвексному. Відмінність складається лише в величині радіуса кривизни робочої поверхні (апертури) датчика – для мікроконвексного сканування радіус не перевищує 20-25 мм. зона огляду при мікроконвексному скануванні має майже такий самий вид, як при секторному механічному скануванні, тому мікроконвексне сканування можна вважати одним

із видії секторного. Спосіб формування променів той самий що й при конвексному скануванні (рис. 2.6) хоча доводиться долати складності що виникають через малий радіус апертури.

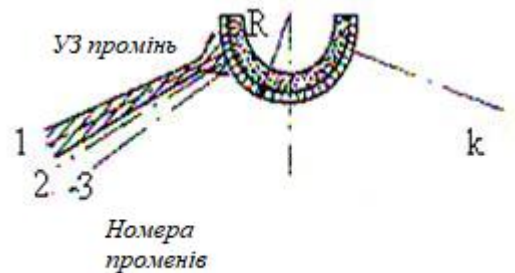


Рис. 2.6. Мікроконвексне електронне сканування

В мікроконвексних датчиках електронного сканування характерним є R – радіус кривизни робочої поверхні (апертури), інколи додатково дається кут дуги, який визначає кутовий розмір сектора огляду (рис. 2.7). Приклад маркування: 3,5 МГц/12R (радіус – 12 мм).

Переваги мікроконвексного сканування ті ж самі, що й в інших видів секторного сканування.

Недоліки при мікроконвексному скануванні такі ж, як і у всіх видів секторного сканування, основний з них – зниження якості зображення на великих глибинах через велику розбіжність променів.



Рис.2.7.Мікроконвексний датчик

Крім того, повздовжня роздільна здатність у мікроконвексних датчиків гірша а ніж у секторних механічних і секторних фазованих датчиків.

5. Фазоване секторне електронне сканування. Фазоване сканування з'явилося в результаті вдосконалення лінійного сканування. При фазованому скануванні, на відміну від лінійного, в кожному зондуванні при випромінюванні використовуються всі елементи решітки. Число елементів від 64 до 96. В найбільш розвинених приладах число елементів може досягати 128.

До кожного із елементів постійно підключені відповідні канали випромінюючого й приймаючого трактів (рис. 2.8). Для реалізації сканування генератори зондуючих сигналів формують однакові за формою імпульси, які відрізняються здвигом в часі, при чому здвиг має закономірність залежності від номеру каналу (елементу), наприклад, як показано рис.2.8. В результаті елементи решітки випромінюють УЗ сигнали з таким же взаємним здвигом в часі, і формується фронт хвилі котрий відповідно повернутий в площині сканування. УЗ промінь котрий отримують в результаті сумування в просторі всіх випромінюючих решіткою УЗ сигналів, має напрямок перпендикулярний фронту хвилі.

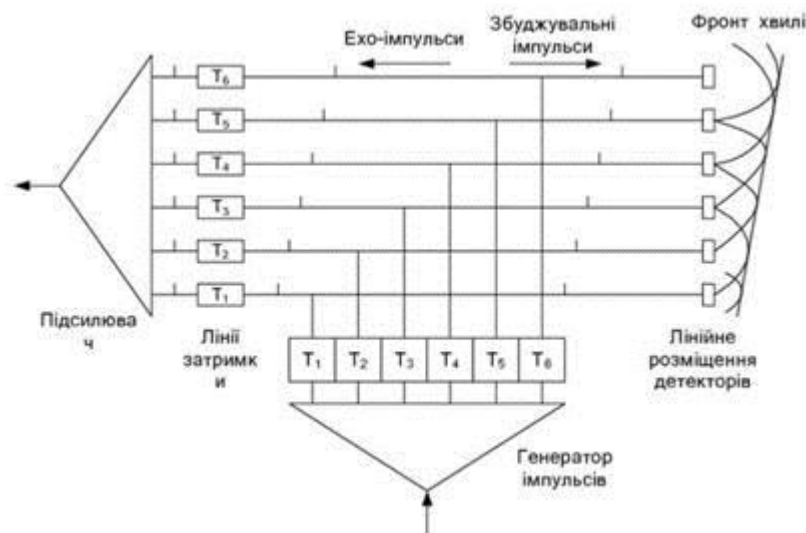


Рис. 2.8. Фазоване секторне електронне сканування

По закінченню випромінювання імпульсів починається приймання ехосигналів елементами решітки. Ехосигнали, отримані в результаті відбиття від деякої структури, приходять на різноманітні елементи решітки, також зі взаємним здвигом по часу, котрий обумовлений взаємним просторовим розміщенням елементів і відбиваючої структури: до 1-го елементу ехо-сигнал прийде раніше, а ніж до другого і т.д.. Пізніше всіх ехосигнал прийде до n -го

елемента. Відповідно і в приймаючих каналах ехосигнали, що перетворені елементами решітки в електричні, будуть мати зсув за часом (см. на рис 16а сигнали на вході приймаючого тракту). Для того щоб забезпечити приймання цих сигналів, необхідно позбавитися їх взаємного зсуву. Це робиться за допомогою керуючих ліній затримки в приймаючих каналах, значення затримок в яких встановлюються такими, щоб компенсувати зсув. На виході ліній затримок ехосигнали, прийняті з даного напрямку, будуть вирівняні за **затримкою і по фазі**.

В режимі випромінювання – за допомогою керування затримками (і фазами) сигналів від генератора імпульсів. В режимі прийому – за допомогою керування затримками в приймальних каналах. Чим більше в даному каналі затримка на випромінюванні, тим більша вона повинна бути на прийманні, щоб випромінювання і приймання відбувалося в одному промені. Кожному напрямку (УЗ променів) відповідає свій набір затримок на випромінювання і прийом. Змінюючи цей набір ми можемо здійснювати сканування, тобто переміщення УЗ променів. В наслідок, що сканування забезпечується керування затримками і фазами сигналів, секторне електронне сканування отримало назву фазованого.

Для фазованого секторного датчика (рис. 2.9) дається кутовий розмір сектора електронного сканування в градусах.

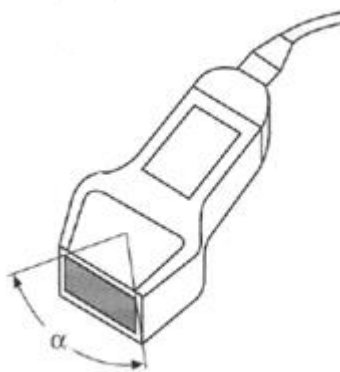


Рис.2.9. Фазований секторний датчик

Із пояснень принципу фазованого сканування стає зрозуміло, що цей вид сканування апертурно складніший ніж всі описані раніше. Його застосування виправдано низкою **переваг**.

- Малий розмір датчику і не велика робоча поверхня, контактуюча з пацієнтом, що дуже зручно в кардіологічних дослідженнях, як дорослих так і дітей.
- Висока частота кадрів, що важливо для дослідження швидко рухомих структур.
- Великі, по відношенню з іншими видами секторного сканування, можливості для одночасної роботи в режимах В, М і доплерівських режимах.

Недоліки фазованого секторного сканування

- Деякі погіршення якості зображення на краях сектора сканування, помітні на кутах більше ніж 25° - 30° від осі сектора в обидві сторони. Це пов'язано з розширенням променя, чим більше його відхилення від вісі сектора, що пояснюється зменшення ефективної апертури. В сучасних приладах приймаються спеціальні міри для усунення даного недоліку.
- Мала ширина зони огляду на невеликих глибинах – менша ніж при механічному і мікроконвексному скануванні.
- Можливості деякого зниження якості зображення, внаслідок складностей якісного виконання решітки і точного керування затримками, що може приводити до росту бокових пелюстків УЗ променя.

6. Векторне сканування. Назва «векторне сканування» введено спеціалістами для визначення ускладненого варіанту фазованого секторного електронного сканування. Векторне сканування має на меті зменшити недолік фазованого секторного сканування – малий розмір зони огляду на невеликих глибинах – і подолати недолік лінійного сканування – малий розмір зони огляду на великих глибинах.

Принципи формування зображення аналогічні фазованому секторному скануванню з тією різницею, що в процесі прийому ехо-сигналів використовують елементи лінійного сканування відносно ближньої зони таким

чином, щоб компенсувати різницю шляху ехосигналів для променів з віссю, здвинутою відносно центра решітки елементів. При векторному скануванні вісь променів проходить через одну точку – уявний центр решітки, котрий знаходиться за межами решітки .

Перевага векторного сканування полягає в покращенні форми зони огляду – розширення зони на малих глибинах сприяє більш інформативному спостереженню.

Недолік векторного сканування – складність апертурної реалізації методу.

7. Тривимірне сканування. В процесі діагностики за допомогою комп'ютерного рентгенівського томографа та магніто-резонансного томографа зазвичай отримують зображення декількох шарів, котрі в загальному випадку дають об'ємну, тривимірну інформацію про досліджувані структури.

Таку ж тривимірну інформацію можливо отримати і в УЗ діагностичному приладі шляхом тривимірного сканування досліджуваних структур, що дозволяє формувати і відображувати отриману інформацію на плоскому екрані приладу у вигляді псевдо тривимірних (ізометричних) зображень і набору перетинів в довільних напрямках.

Для отримання 3D інформації застосовуються наступні технології.

А)Метод «вільної руки» в якому використовується звичайний датчик – конвексний або лінійний. Датчик переміщується рукою дослідника у напрямку перпендикулярному площині поверхні сканування, тобто по третій координаті ,в результаті чого може бути отриманий набір двовимірних зображень ,що складають тримірний масив даних. Швидкість переміщення повинна бути такою, щоб втрати та деформації інформації були мінімальними ,для чого необхідно ,щоб кожен наступний шар ,що визначається новим положенням датчику , знаходився приблизно на однаковій довжині від попереднього шару. Переваги такого методу сканування в тому , що він є недорогим в реалізації, однак потребує деяких навиків.

Очевидним **недоліком** такого сканування є геометричні спотворення , що виникають внаслідок практичної неможливості зміщувати датчик по третій координаті в строго заданому темпі. Крім цього ,цей спосіб тривимірного сканування неможливо застосовувати для дослідження рухомих структур, оскільки він займає досить багато часу.

Для компенсації геометричних спотворень можуть використовуватись системи визначення положення датчику в фіксований моменти часу, «прив'язані » до моментів отримання двовимірних зрізів. Положення датчику при цьому визначається з достатньо високою точністю , і координати його положення фіксуються в вимірювальному пристрої ,котре використовується для реконструкції тривимірного зображення.

Б) Електронно-механічне тривимірне сканування (лінійне, конвексе , секторне) На відмінну від «ручного» сканування переміщення п'єзоперетворювача по третій координаті забезпечується механічним приводом ,робота котрого синхронізована з процесом двовимірного сканування. В результаті електронного сканування виконується кожен раз в новій площині (зрізі) в процесі переміщення п'єзоперетворювача.

На рис.2.10 наведено схеми ,що ілюструють електронно-механічне тривимірне сканування при застосування лінійного , конвексного та мікроконвексного електронного сканування.

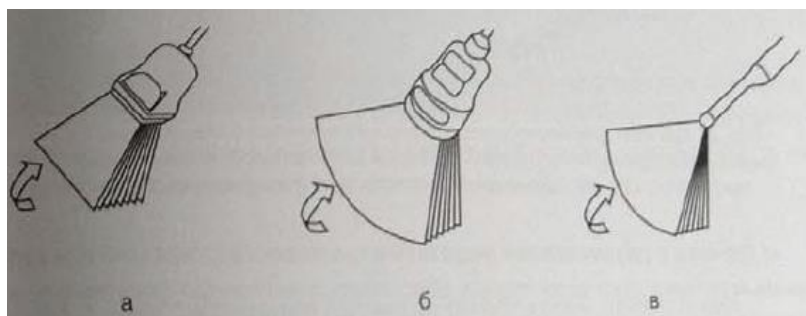


Рис.2.10. Електронно-механічне тривимірне сканування з використанням а) лінійної, б)конвексної, в)мікроконвексної решітки п'єзоперетворювачів.

Датчик тривимірного електронно-механічного сканування (лінійні, конвексні та секторні) використовують ті ж самі типи решіток ,що і для звичайного двовимірного сканування. Однак , вони здійснюють електронне

сканування кожен раз в новій площині (зразі) в процесі переміщення по третій координаті.(рис.2.10). Для переміщення перетворювача по третій координаті використовують спеціальний привід, робота котрого синхронізована з процесом двовимірного сканування кожного сектору. Таким чином , загальний час , необхідний для отримання даних для тривимірного зображення , збільшується у порівнянні з часом отримання одного двовимірного кадру в число разів рівному числу досліджуваних шарів.

Можливі різноманітні способи механічного переміщення по третій координаті для реалізації об'ємного сканування і отримання тривимірного зображення: секторний, обертальний, лінійний

В) Датчики з двовимірними решітками п'єзоперетворювачів або **матричні** датчики дають можливість забезпечити електронне фокусування на приймання в двох площинах: в площині сканування і в перпендикулярній їй площині. При цьому забезпечується гарна роздільна здатність у всьому діапазоні глибин як в площині сканування, так і в перпендикулярній їй площині за рахунок зменшення «товщини » променя.

Датчики з двовимірними решітками поділяють на два типи :

-датчики , зрізи у котрих відповідають площині сканування ,кількість елементів така ж , як і в датчиків з одновимірною решіткою(наприклад,128 і більше) , а перпендикулярному напрямленні набагато менше(5,7 і більше).

-датчики у котрих кількість елементів в перпендикулярному напрямку рівне числу елементів в площині сканування.

Датчики першого типу називаються датчиками з двовимірною матрицею елементів типу 1,5D («півторавимірні») або 1,75D (у цих датчиків кількість елементів в перпендикулярному напрямку набагато більше).Датчики другого типу називаються датчиками з повномірною двовимірною матрицею елементів типу 2.0D

За допомогою датчиків з двовимірною матрицею типу 2.0D реалізується електронне тривимірне сканування , при цьому за рахунок одновимірного формування декількох приймально-передаючих променів в загальному плані

можливо отримати саму велику частоту оновлення тривимірних масивів даних у порівнянні з іншими способами тривимірного сканування.

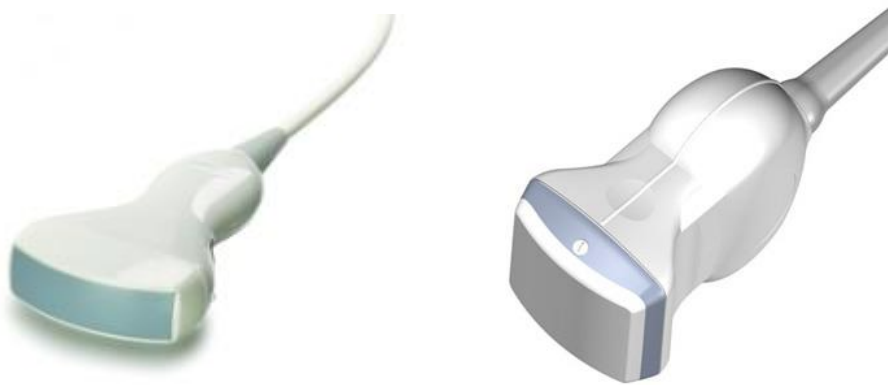


Рис.2.11 Датчики з двовимірними решітками (матричні датчики): а-датчик з двовимірною матрицею елементів типу 1,5D («півторавимірні»); б- датчик з повномірною двовимірною матрицею елементів типу 2.0D.

Зображення на рис.2.10-2.11 датчики в основному використовуються для зовнішнього обстеження. Окрім них існує велика кількість внутрішньопорожнинних та вузькоспеціалізованих датчиків, в котрих використовуються ті ж самі сиди УЗ перетворювачів, котрі описані вище [7,8].

Висновки до розділу

У даному розділі розглянуто основні типи датчиків та розглянуто особливості способів сканування.

В датчиках механічного сканування робоча поверхня контактує з тілом пацієнта, і поверхня п'єзоперетворювача не співпадають між собою, оскільки перетворювач рухається в процесі сканування.

В лінійних, конвексних, мікроконвексних та фазованих (секторних) датчиках електронного сканування робоча поверхня являє собою випромінюючу та приймаючу поверхню УЗ перетворювача, і називається апертурою.

Також визначено переваги та недоліки того чи іншого виду сканування.

3. Ультразвукові датчики для дослідження м'язів

Сьогодні для діагностики травматичних пошкоджень кістково-м'язової системи в більшості медичних установ першим інструментальним методом діагностики є рентгенівське дослідження. Однак, разом з традиційним рентгенологічним дослідженням, все ширше стали застосовуватися такі високоінформативні методи дослідження, як ультразвукове дослідження (УЗД), багатозрізова комп'ютерна томографія (БКТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) [9,10]. Без всякого сумніву, магнітно-резонансна томографія є одним з найбільш ефективних методів дослідження м'яких тканин, кісток і суглобів, особливо їх внутрішніх структур, забезпечуючи практично всю повноту діагностичної інформації. Але висока вартість МР досліджень, відносно мала кількість магнітно-резонансних томографів, а іноді і наявність протипоказань до проведення цього дослідження, не дозволяють вважати МРТ методом вибору при пошуку пошкоджень м'язових структур.

Завдяки новим високоінформативним ультразвуковим приладів, в яких використовуються всі досягнення сучасних комп'ютерних технологій, ультразвукове дослідження стає найкращим методом для швидкої, доступної та інформативної діагностики змін як в м'яких тканинах, так і в самих суглобах[9,10]. Стало можливим достовірно відобразити структуру колагенових волокон, які є базовою основою м'язів, зв'язок і сухожиль. Крім того, при УЗД добре візуалізується структура м'язової тканини навколо пошкодженої ділянки, яка на тлі набряку часто не диференціюється іншими методами діагностики.

З іншого боку, сучасні доплерівські методики забезпечують можливість оцінки судинної реакції в зоні виявлених змін і дозволяють вести моніторинг лікування. Все це і пояснює підвищений інтерес до ультразвукового дослідження кістково-м'язової системи, який спостерігається останнім часом серед травматологів і променевих діагностів.

3.1. М'язи

Знання м'язової анатомії є критичним для розуміння області сканування та для подальшої інтерпретації отриманих зображень. М'язи представляють собою м'яку тканину, що складається з окремих м'язових волокон.

М'яз складається з пучків смугастих (поперечно-смугастих) м'язових волокон. Ці волокна, що йдуть паралельно один одному, зв'язуються пухкою сполучною тканиною (ендомізій) в пучки першого порядку. Кілька таких первинних пучків з'єднуються, в свою чергу утворюючи пучки другого порядку і т. д. У цілому м'язові пучки всіх порядків об'єднуються сполучнотканинною оболонкою - перемізій, складаючи м'язове черевце. Сполучнотканинні прошарки, наявні між м'язовими пучками, по кінцях м'язового черевця, переходять в сухожильну частина м'яза. [11]

Виділяють м'язи поверхневі і глибокі, присередні і бічні, зовнішні і внутрішні, вони розміщені у відповідних ділянках кінцівок, у стінках порожнин тіла тощо.

За формою і будовою м'язи дуже різноманітні. Найчастіше м'язи мають веретеноподібну і стрічкоподібну форми, вони переважно розташовані на кінцівках, і прикріплюються до кісток, що є довгими і короткими важелями (наприклад, двоголовий м'яз плеча, довгий відвідний м'яз великого пальця кисті тощо). Плоскі м'язи мають вигляд широких тонких м'язових пластин (наприклад, найширший м'яз спини). Плоскі м'язи беруть участь в утворенні стінок черевної і грудної порожнин (наприклад, косі і поперечний м'язи живота). М'язові пучки веретеноподібних, стрічкоподібних і плоских м'язів орієнтовані вздовж їхньої довгої осі.

Будова скелетних м'язів дуже різноманітна. Якщо м'язові пучки розташовані з одного боку від сухожилка під гострим кутом, то такий м'яз називають одноперистим м'язом (рис.3.1 а), наприклад, присередній широкий м'яз стегна. Якщо м'язові пучки прикріплюються до сухожилка з обох боків під гострим кутом, то такий м'яз є двоперистим (рис.3.1б), наприклад, прямий м'яз

стегна. У багатоперистому м'язі (рис.3.1 в) м'язові пучки переплітаються і прикріплюються до сухожилка з різних боків (наприклад, дельтоподібний м'яз).

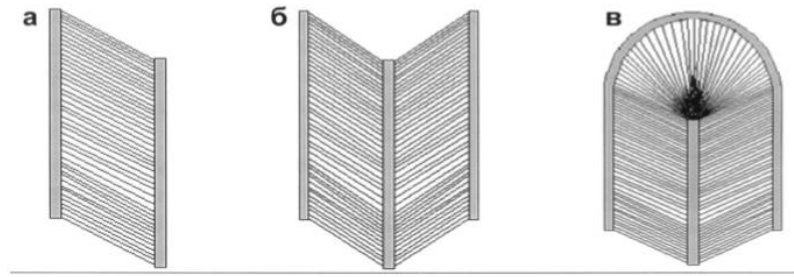


Рис.3.1 М'язові волокна :а – одноперисті; б – двоперисті; в – багатоперисті.

Периста структура м'язів найкраще помітна при поздовжньому скануванні (рис.3.2). М'язи виглядають як гомогенні гіпоехогенні пучки, розділені безліччю паралельно розташованих гіперехогенних сполучнотканинних прошарків за типом "пера". Ці прошарки поступово переходять в сухожильну частину м'язи.

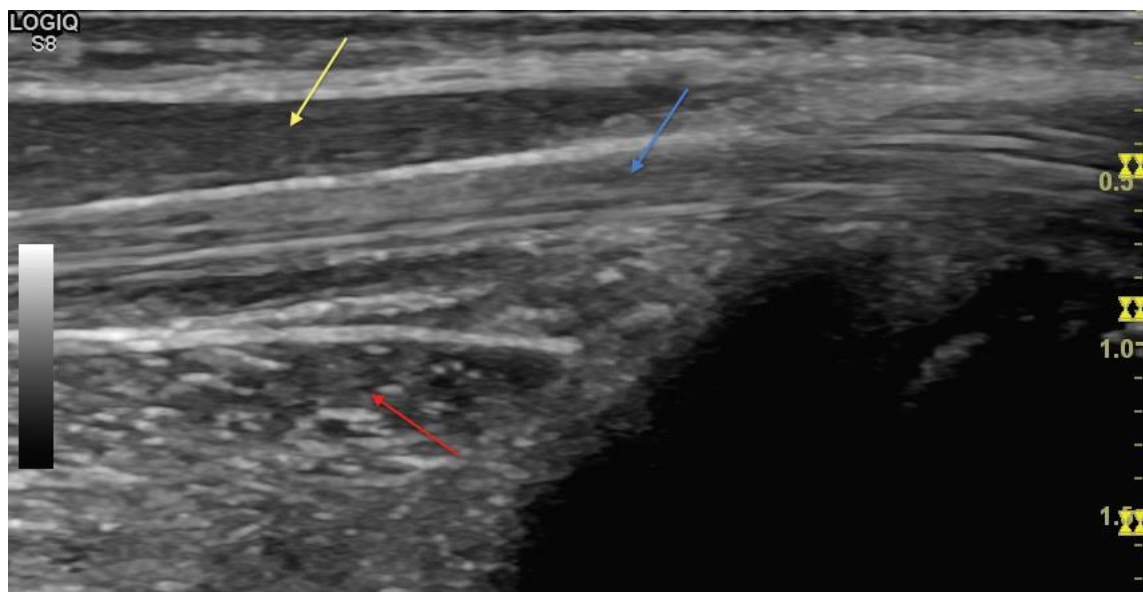


Рис. 3.2. Сонограма, що демонструє контраст між м'язом і сухожиллям. Жовта стрілка демонструє більш гіпоехогенного (темного) м'язу поруч з гіперехогенним (яскравіший) сухожиллям на довгій вісі. Слід звернути увагу на різний вигляд м'язів, орієнтованих на короткій осі відносно датчика (червона стрілка).

При поперечному скануванні м'язи виглядають як гіпоехогенні структури з дрібноточковими вкрапленнями по типу "зоряного неба"(рис.3.3).

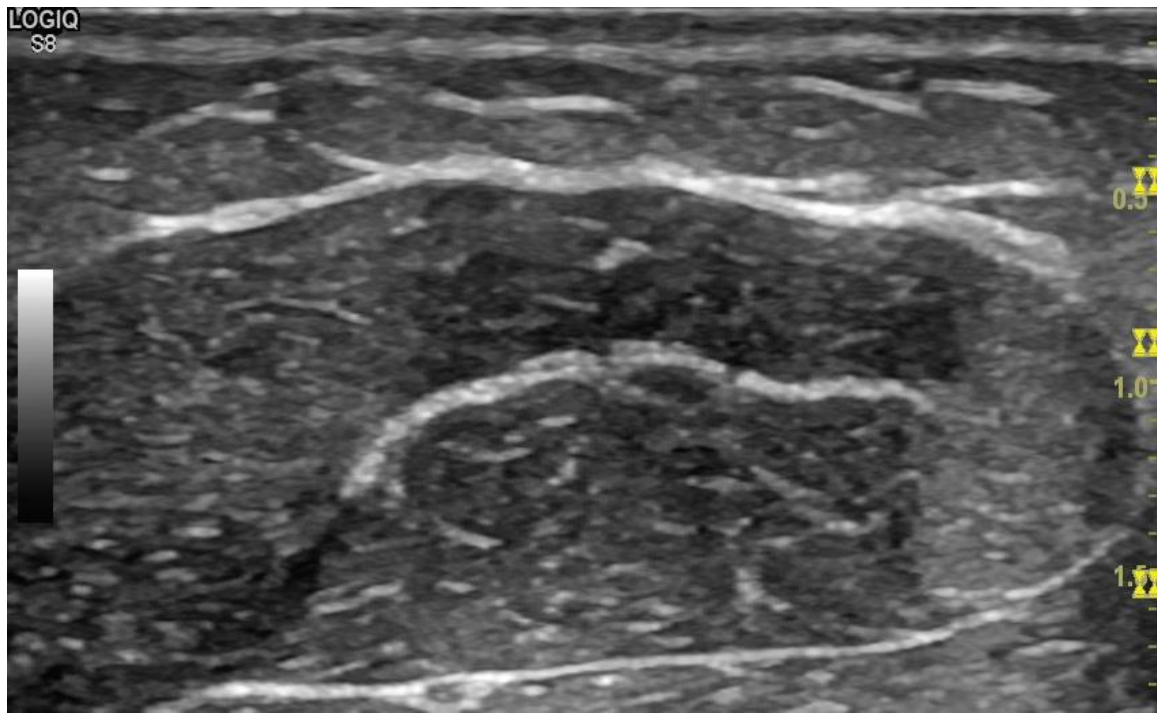


Рис.3.3 Сонограма при поперечному скануванні м'язів

3.2. Патологія м'язових тканин

Ультразвук має дуже високу чутливість для ідентифікації м'язових травм та деформацій. В медицині прийнято розділяти травми м'язів на прямі (контузії, розсічення) та непрямі (відстрочений м'язовий біль, розтягнення та розриви). [9,12-14].

М'язова контузія(забій)

Це закриті пошкодження м'яких тканин в результаті короткочасної дії травмуючого фактору. При дослідженні протягом перших 48 годин забій визначається у вигляді підвищеної ехогенності, з нечітким контуром, з потовщенням м'язових волокон і м'яза в цілому-внаслідок інфільтрації крові та набряку. (рис 3.4). Розвиток гіпо-ехогенної інфільтрації крові та набряку як правило, займає від одного до двох днів після травми і пошкоджена ділянка стає більш окресленою, з гіпер-ехогенним контуром і гіпо-ехогенним, за рахунок гематоми, центром(рис. 3.5). .

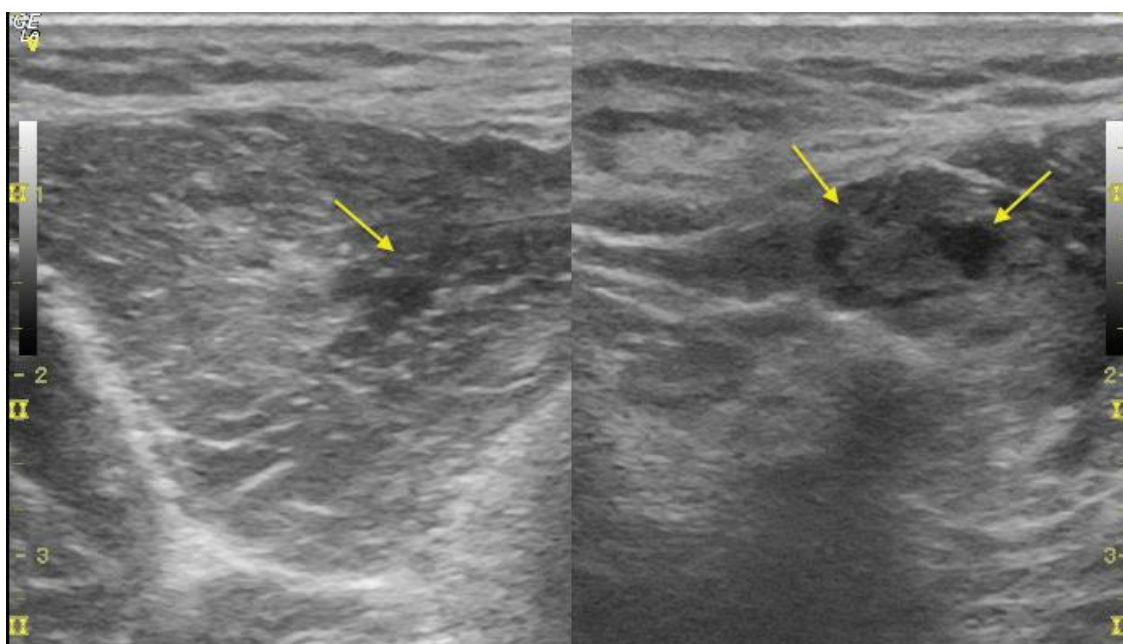


Рис.3.4. Сонограма, що демонструє гостру контузію м'яза. Жовтими стрілками вказано пошкодження.

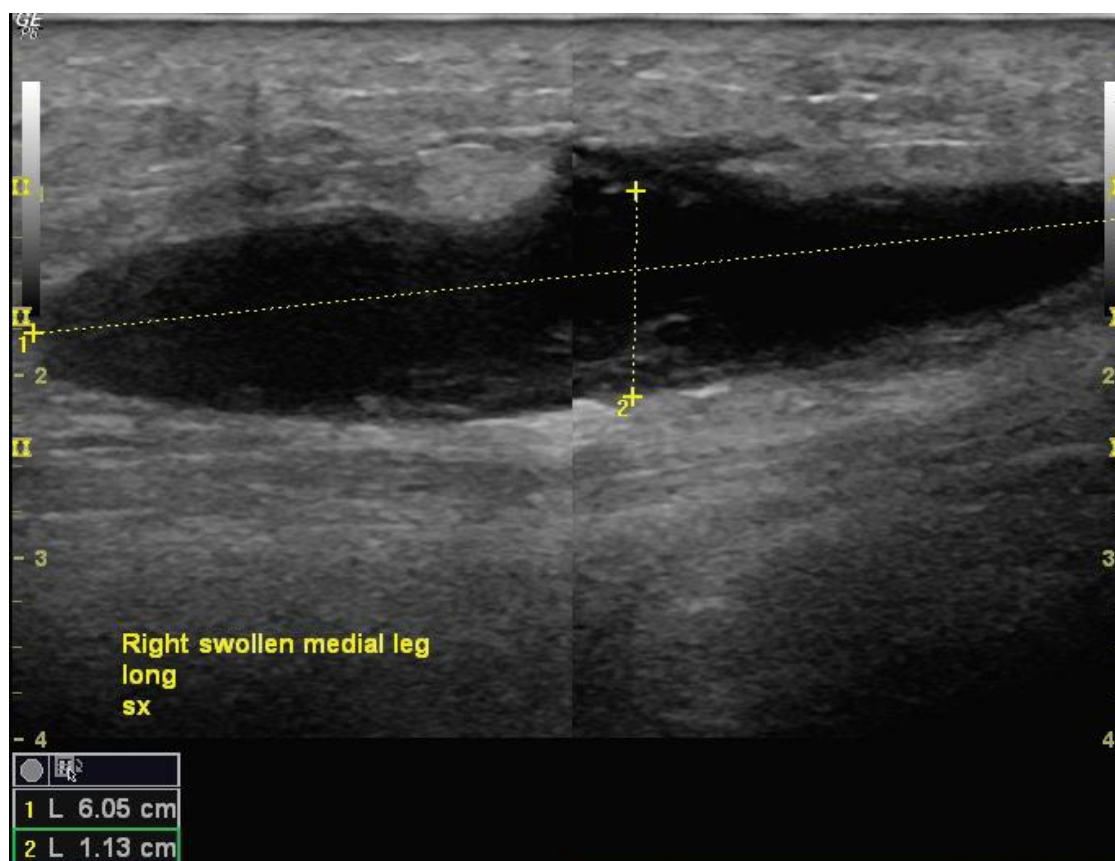


Рис3.5. Сонограма великої гематоми

У наступні тижні необхідно проводити дослідження з метою визначення ступеня м'язової регенерації, рубцювання. Зазвичай м'язові контузії

закінчуються повною м'язовою регенерацією, хронічні ускладнення зустрічаються дуже рідко.

Розтягування.

Перша стадія пошкодження м'язів - перерозтягнення. Зазвичай при розтягуванні пошкоджується менше 5% всіх волокон поперечного перерізу м'язи. Схематичне зображення розтягу показано на рис.3.6.

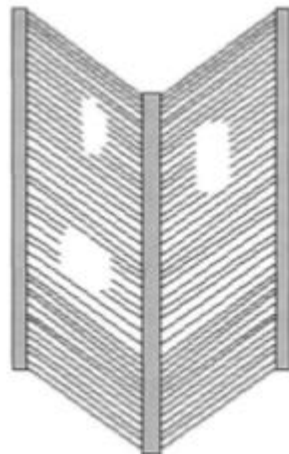


Рис.3.6 Розтяг м'яза

Клінічно пацієнт не може точно вказати больову точку, скаржачись на біль у м'язі при скороченні. При поперечному скануванні на сонограми візуалізуються мікророзриви. (рис.3.7)

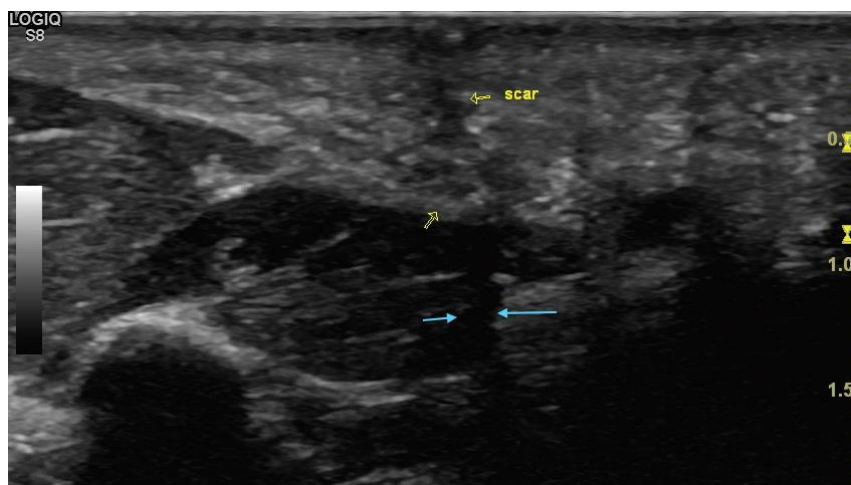


Рис.3.7. Соннограма м'яза, на якій стрілками вказано розриви.

Частковий розрив.

Розрив також виникає в результаті розтягу. При цьому пошкоджується більше 5% м'язової тканини (рис.3.8).



Рис.3.8 Схематичне зображення часткового розриву м'яза.

Функція м'язи повністю відсутня на момент ушкодження і повертається частково через деякий час. На відміну від розтягування пацієнт чітко вказує болючу точку, де, як правило, є припухлість. При ультразвуковому дослідженні чітко виявляється порушення цілісності м'язових волокон в місці найбільшої болючості. Пошкоджена ділянка м'язової тканини заміщається гіпоехогенною гематомою. У місці розриву зникає типовий волокнистий малюнок (рис. 3.9). При натисканні датчиком можна візуалізувати флюктуючі розірвані кінці м'язових волокон. Скорочення м'язи дозволяє диференціювати пошкоджену м'яз від ехогенності гематоми (в пізню стадію). При дослідженні в динаміці в місці розриву з'являється гіперехогенна грануляційна тканина і регенеруючі м'язові волокна.



Рис.3.9 Сонограмма часткового розриву

Повний розрив.

Повний розрив м'язів зустрічається рідше, ніж часткові розриви. Розриви м'язів виникають в місці переходу м'яза в сухожилля (Рис. 3.10). Відзначається повна втрата функції м'язи. Розірваний проксимальний кінець м'язи скорочується і може бути пропальпованим. М'яз скорочується і на її місці утворюється гематома. При поперечному скануванні скорочена ехогенності м'яз оточена гіпоехогенним обідком. Лікування полягає в хірургічному відновленні цілісності м'язи

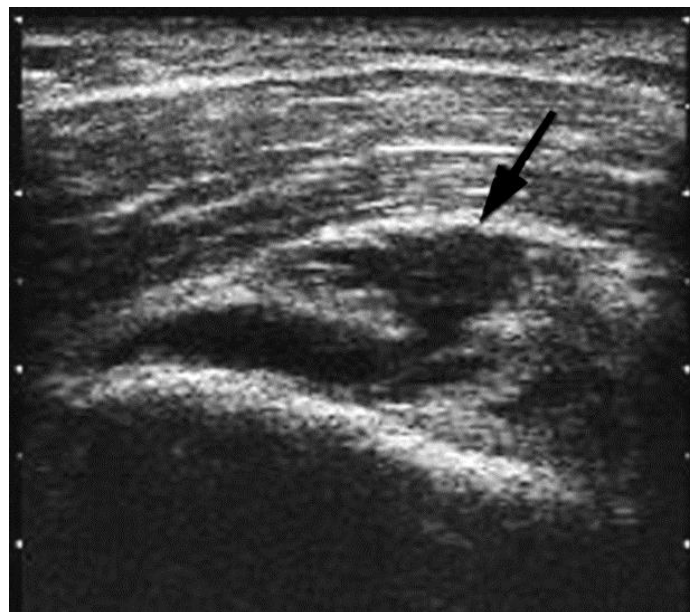


Рис.3.10 Сонограмма розриву м'яза

Розсічення м'яза.

Пошкодження м'яза відбувається в результаті прямої травми з розтином шкіри, підшкірної клітковини і відповідної м'язи. Поверхневі розсічення зазвичай легко загоюються; більш глибокі пошкодження супроводжуються високим ризиком формування рубця. Виникнення рубця в товщі м'язи не дає м'язі зменшуватися і відповідно знижує її скоротливу здатність. Розсічення м'язів зазвичай спостерігаються при травмах, однак можуть мати місце і при заняттях певними видами спорту, наприклад хокеєм на льоду. Хоча в більшості випадків зниження функції пошкодженої м'язи клінічно незначуще, однак при специфічних фізичних навантаженнях або спортивних вправах обмеження

амплітуди рухів або м'язової сили можуть бути вираженими.

При ехографії рубець візуалізується у вигляді гіперехогенної лінійної структури зі збереженням нормальної ехоструктури .

Висновки до розділу

В даному розділі розглянуту структурну будову м'язів та основні види патологічних їх змін. Описано характер виникнення тієї чи іншої патології і для наочності наведено приклади сонограмм.

4. Розрахунок параметрів ультразвукового датчику

Теоретичні дослідження та огляд літератури дають підґрунтя для дослідження ультразвукових датчиків з метою їх виготовлення та експериментального дослідження макетів. Теоретичні дослідження будуть охоплювати наступні конструктивні вузли УЗ датчиків:

- Розрахунок польових характеристик ультразвукової головки;
- Розрахунок електрофізичних та еквівалентних параметрів каналів ультразвукової головки;
- Розрахунок і вибір активного елементі;
- Розрахунок і вибір демпферу;
- Розрахунок чутливості в режимі випромінювання і прийому ;

4.1. Розрахунок характеристик направленості ультразвукових лінійних датчиків в режимі фокусування

Польові характеристики ультразвукових лінійних п'єзоелектричних датчиків (надалі антен) істотно впливають на закономірності побудови приймальних та випромінювальних трактів ехотомографів. В кінцевому підсумку, саме вони дозволяють виробляти якісний аналіз опромінюваного обсягу і впливають на точності характеристики приладу в цілому.

Основним критерієм спрямованих властивостей антени є її характеристика спрямованості. Традиційно, поняття "характеристики спрямованості" застосовано для дальнього поля антен, тобто для області простору, що знаходиться на відстані $r \gg 2D^2 / \lambda$ від поверхні антени, де D - найбільший габаритний розмір випромінюючої (активної) частини антени, λ - довжина випромінюваної в робоче середовище хвилі.

Запропоновані для дослідження типорозміри активної частини антени складають (100-120) мм (при довжині робочої групи ~ 16 мм). Це говорить про те, що далеке поле, а, отже, і характеристика спрямованості антени в тому вигляді, в якому вона практикується в традиційній літературі, може бути реалізовано при $r \gg 1.1\text{м}$ для елементарної робочої групи при заданій робочій частоті. В реальній ситуації при озвучуванні об'єктів, що знаходяться на відстані

від поверхні антени на відстані 200-300 мм, доводиться оцінювати характеристики антени в ближньому полі.

В роботі [15] наведено поняття ІХН - імпульсної характеристики спрямованості, що характеризує просторові властивості антени у взаємозв'язку з неоднорідним звуковим освітленням робочого об'єму середовища як в просторовому, так і в тимчасовому сенсі.

По суті ІХН - явище нормованої по максимуму амплітудно-часового впливу на робочий обсяг середовища характеристикою ближнього поля антени.

У зв'язку з цим, прийнявши сферичний закон поширення, для елементарного джерела звуку на поверхні антени, маємо $P \sim \frac{1}{r}$, тобто представляємо ближнє поле елементарної робочої групи через суперпозицію дальнього поля елементарних джерел, де r - відстань до фіксованої точки робочого об'єму.

Відповідно до [15] представимо поле тиску, яке визначається сумарним внеском всіх джерел з точністю до постійного коефіцієнта у вигляді

$$P = \frac{1}{2\pi} \int_S \frac{e^{-i(kr + \omega t)}}{r} dS \quad (4.1)$$

де S - площа поверхні, що складається з точкових елементарних джерел.

Наведений вираз описує просторовий розподіл поля тиску антени, що працює в безперервному тональному режимі, крім того, елементи антени (рис. 4.1) імовірно підключені до випромінюють ланцюгах, що не містять тимчасових затримок.

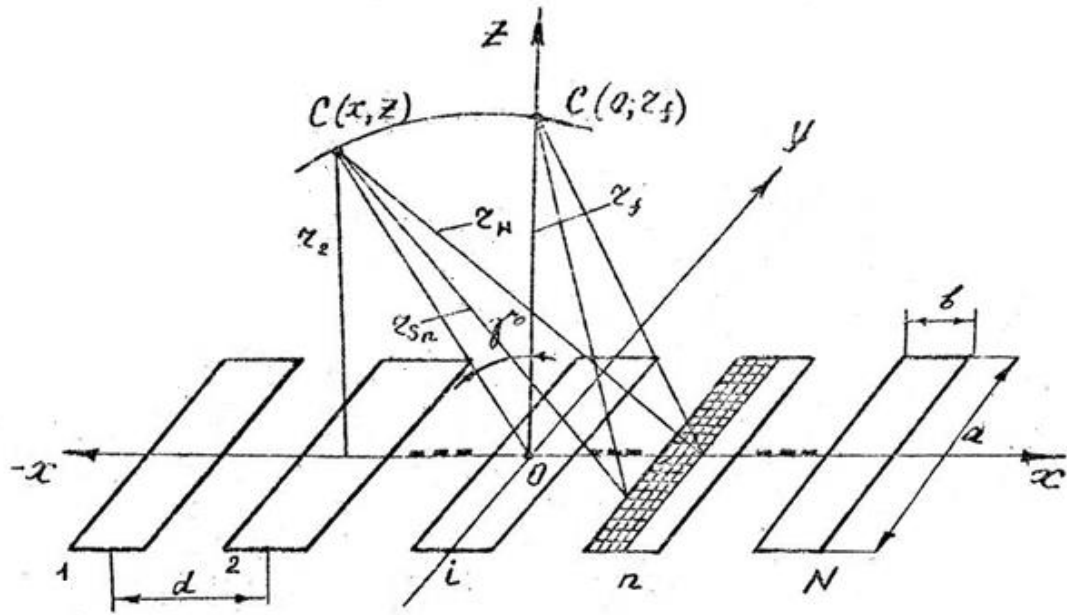


Рис.4.1.Матриця п'єзоелементів

Суть формування характеристик направленості лінійних ультразвукових датчиків зводиться до фокусування звукового поля в деякій певній галузі робочого простору (Рис. 4.2.) ,де – r_f – фокусна відстань; r_{fn} , r_{fk} – початок і кінець фокальної зони (області); $\Delta r_f = r_{fk} - r_{fn}$ – загальна протяжність фокальної зони; x_f – ширина фокального пучка у фокусі; $1,5x_f$ – ширина фокального пучка на границях фокальної області; ϑ – кутова координата.

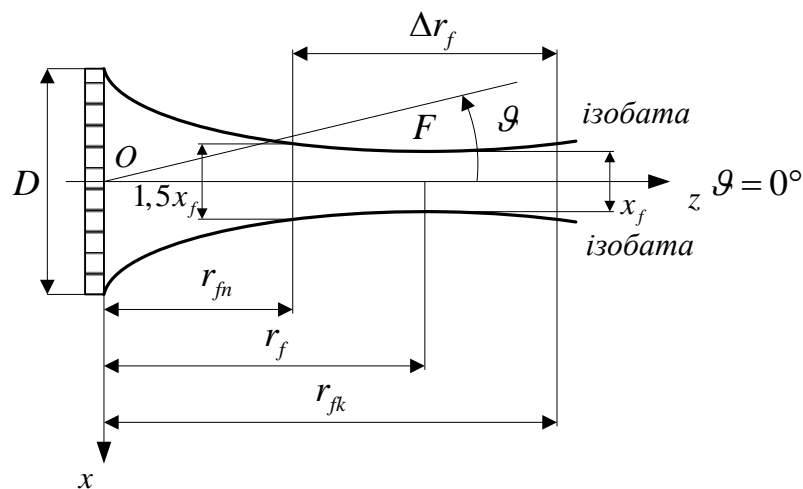


Рис.4.2 Параметри фокальних областей

З огляду на необхідність фокуруючих властивостей - елементи антени повинні відчувати при формуванні характеристики спрямованості якісь

тимчасові затримки, що трансформуються в набіг фази звукових хвиль, що дозволяє домогтися збільшення загального тиску в певній точці простору.

За матеріалами [15] ці тимчасові затримки можуть бути виражені як:

$$t_{зсум} = t_{з1} + t_{з2} = \frac{r_\gamma}{c} \sqrt{1 + \frac{x_n}{r_\gamma}} + \frac{x_n}{c} \frac{\sin \gamma_0 - \sin \gamma}{\sqrt{1 + \left(\frac{x_n}{r_\gamma}\right)^2}},$$

де x_n - координата n-ого елемента антени;

γ_0 - напрямок компенсації (в нашому випадку $\gamma_0 = 0$)

γ - кут сканування антени в площині XOZ рис.

Фактично, загальна затримка для фокусування буде складатися з затримки,

визначеної чисто з геометричної точки зору (наприклад $\Delta r = \frac{r}{c}$), яка визначає геометричний набіг фази і затримки (визначає псевдоформування деякої викривленою бази антени, сигнали від елементів якої приходять в точку фокусування синфазно). Часи затримки n-х елементів антени обумовлюють фазовий набіг, який дає ефект фокусування.

Отже, врахувавши зроблені допущення, перетворимо формулу (4.1):

$$P = \int_s \frac{e^{-i(\phi + \omega t)}}{r} LS,$$

де Φ функція фази

Переходячи від інтеграла до суми, попередньо розбивши кожен n-й елемент елементарної робочої групи на M нескінченно малих майданчиків по осі OX і L нескінченно малих майданчиків по осі OY з урахуванням того, що функціонал фази є функція від затримки, напишемо

$$P(x, z) = \Delta \sum_{i=1}^N \sum_{m=1}^M \sum_{l=1}^L \frac{A_{iml}}{Z_{iml}} e^{-i\phi_{iml}} e^{-i\omega t}$$

де Δ - площа елементарного майданчику;

$r_{iml} = \sqrt{ym^{(i)2} + (x_1 - x)^2 - z^2}$, при $ym^{(i)}$, $xl^{(i)}$ координати центрів майданчиків;

A_{iml} - розподіл тиску по поверхні майданчику $i \in [1; N]$, $m \in [1; M]$, $l \in [1; L]$

Завдання звелось до машинного рішення виразу (4.2) для певної фокальної відстані при направленні компенсації дослідної антени $\gamma_0 = 0^\circ = 0^\circ$. Таким чином, використовуючи наведені вище співвідношення, можна розрахувати будь-які часи затримок, які при даній апертурі антени забезпечують необхідну фокусну відстань, на акустичній осі (в даному випадку вона збігається з віссю OZ) антени при роботі ультразвукової антени в справному режимі.

При розгляді питання роботи ультразвукової антени в імпульсному режимі необхідно перетворити рівняння (4.2) для випадку імпульсного збудження, так по [15] це доцільно зробити, ввівши деяку функцію. При розгляді питання роботи ультразвукової антени в імпульсному режимі необхідно перетворити рівняння (4.2) для випадку імпульсного збудження, так по [15] це доцільно зробити, ввівши деяку функцію $j(t) = \sigma(t, \tau_{iml})$, де τ_{iml} - тривалість імпульсу і функцію $g_{ds}(t)$ - імпульсну характеристику елемента. Слід зазначити, що в реальному робочому обсязі завжди існує загасання, врахувати яке можна, запровадивши в вираз (4.2) член $e^{-\delta t}$, де δ - величина, що характеризує загасання ($\delta = \frac{\bar{r}}{rm}$), де \bar{r} - коефіцієнт, що характеризує механічний опір цього середовища, m - маса соколивальної рідини. З урахуванням вищесказаного, вираз (4.2) набуде вигляду

$$P(x, z, t) = \Delta \sum_{i=1}^N \sum_{m=1}^M \sum_{l=1}^L \frac{A_{iml}}{r_{iml}} e^{-i\Phi_{iml}} e^{-\delta(t, \tau_{iml})} \sigma(t, \tau_{iml}) g_{ds}(t) \quad (4.3)$$

Отримані формули (4.2) і (4.3) дозволяють оцінити польові характеристики фокуруючих поверхневих лінійних еквідистантних ультразвукових антен в площині OXZ при направленні компенсації $\gamma_0 = 0^\circ$ (випадку точки фокусування - на акустичній осі елементарної робочої групи антени).

Наведені вище розрахункові співвідношення забезпечують можливість прогнозування характеристик фокусованого ультразвукового поля при безперервному і імпульсному режимах випромінювання в залежності від основних геометричних розмірів антени.

В якості останніх, для проведення розрахунків повинні використовуватися:

- робоча частота- f

- координати точки фокусування - r_f
- кількість елементарних випромінювачів в антені - N і координати їх центрів;
- фізико-механічні характеристики робочого середовища.

З метою оцінок очікуваних польових характеристик розроблювальної антени був виконаний цикл розрахунків характеристик ультразвукового поля для елементарної робочої групи з наступними характеристиками:

$$f = 3.5 \text{ МГц};$$

$$N - \text{від } 4 \text{ до } 16;$$

$$r_f - \text{від } 45 \text{ мм до } 150 \text{ мм}.$$

При цьому ширина елементарного випромінювача становила 1 мм при відстані між фазовими центрами $d = 1,5$ мм.

В результаті проведених розрахунків були отримані амплітудні значення тиску в ближньому полі антени як без фокусування, так і з фокусуванням.

Перш ніж приступити до аналізу отриманих результатів, введемо критерій для визначення області фокусування. В якості останнього може бути використано відстані $X 0,5$ від осі антени в кожному перетині OZ - (рис. 4.3), на якому тиск УЗ-поля зменшується на 6 дБ. Тоді огинає точок $X 0,5$, де m - кількість перетинів поля уздовж осі OZ . буде характеризувати зону фокусування.

Результати розрахунків не фокусованого ближнього поля елементарної робочої групи підтвердили відомий ефект порізаності поля уздовж діафрагми та вздовж осі антени, що не дозволяє використовувати не сфокусоване випромінювання для ехолокації на заданій довжині.

При введенні фазового розподілу, що забезпечує фокусування на необхідну відстань r_f вдається сформувати обмежену щодо осі область з інтенсивним полем (рис. 4.4). Розрахунки, наведені для елементарної робочої групи з $N = 8, 12, \text{ і } 16$, для $r_f = 45 \text{ мм}, 30 \text{ мм}, 100 \text{ мм}, 150 \text{ мм}$ дозволили прийти до наступних висновків:

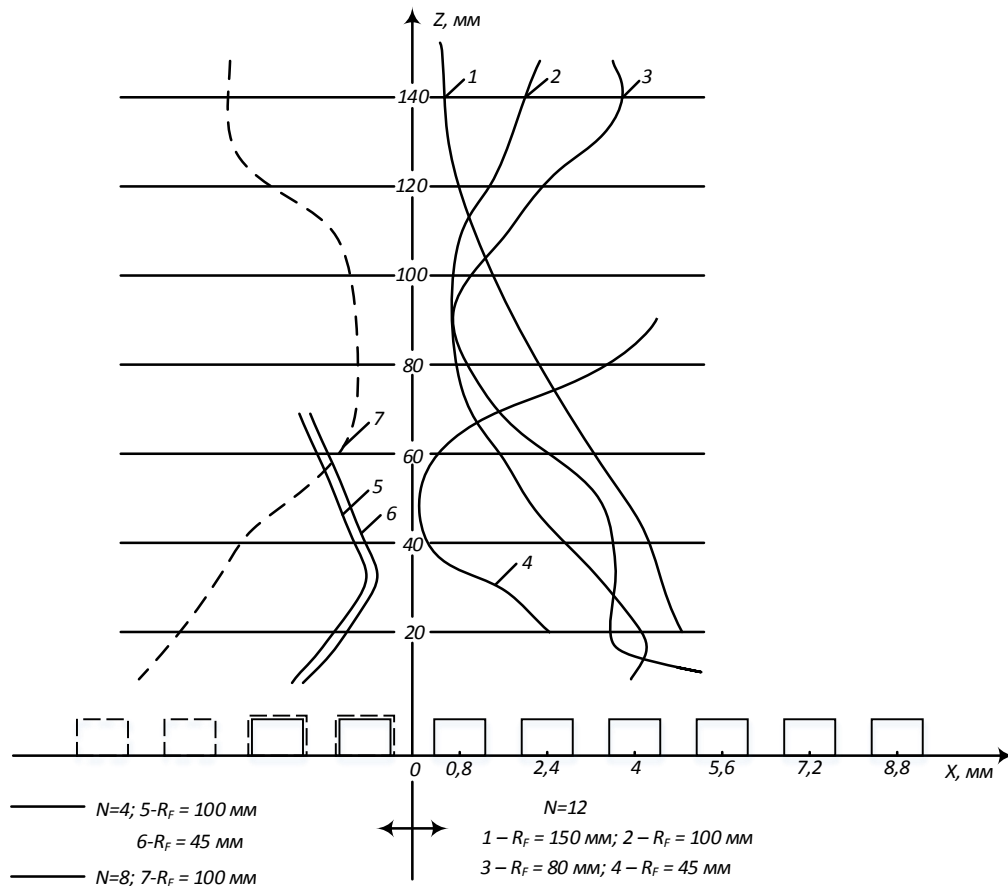


Рис.4.3 Зони фокусування ультразвукового поля

1. Використання малоелементних робочих груп ($N = 4$) доцільно для створення фокусування на малих відстанях (до 40 мм). Фокусування на великі дистанції (> 50 мм) при цьому не реалізується.

2. Використання робочих груп з кількістю елементів понад вісім забезпечує фокусування поля в широкому діапазоні значень від 45 до 200 мм. При обраному критерії фокусування повна ширина фокальної області становить від 2 до 3 мм при глибині Δr_f від 20 до 40 мм.

3. При N ширина фокальної площини практично не залежить від кількості елементарних випромінювачів в групі, що дозволяє рекомендувати використання груп з N від 8 до 12.

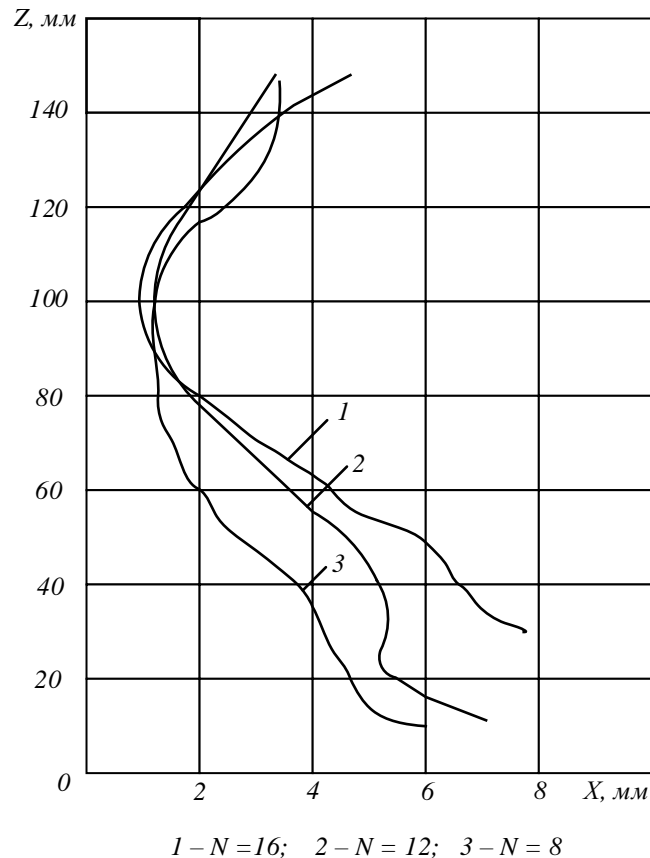


Рис.4.4.Ультразвукове поле головки при опорі

4.2. Розрахунок акустичних і електричних параметрів ультразвукових датчиків

4.2.1. Розрахунок параметрів еквівалентної схеми п'єзокерамічного елемента

Основним вузлом ультразвукових датчиків є п'єзокерамічний елемент.

У загальному випадку п'єзокерамічний елемент являє собою складну електромеханічну коливальну систему з розподіленими параметрами.

Однак для більшості практичних випадків цю коливальну систему можна замінити системою з зосередженими параметрами. Таке уявлення позначається справедливим з достатньою точністю у вузькому діапазоні частот

На рис.4.5 представлена еквівалентна електромеханічна схема п'єзокерамічного елемента справедлива для частоти його основного резонансу (а) і ця ж схема, приведена до її електричної сторони.

Тут C_0 - електрична ємність п'єзокерамічного елемента, c_e, m - відповідно, еквівалентна гнучкість і еквівалентна інерційна маса п'єзoeлемента, r - опір механічних втрат на частоті основного резонансу, η - коефіцієнт

електромеханічної трансформація, $C = c_e \cdot \eta^2$ - динамічна ємність, $L = \frac{m}{\eta^2}$ - динамічна індуктивність, $R = \frac{r}{\eta^2}$ - динамічний активний опір.

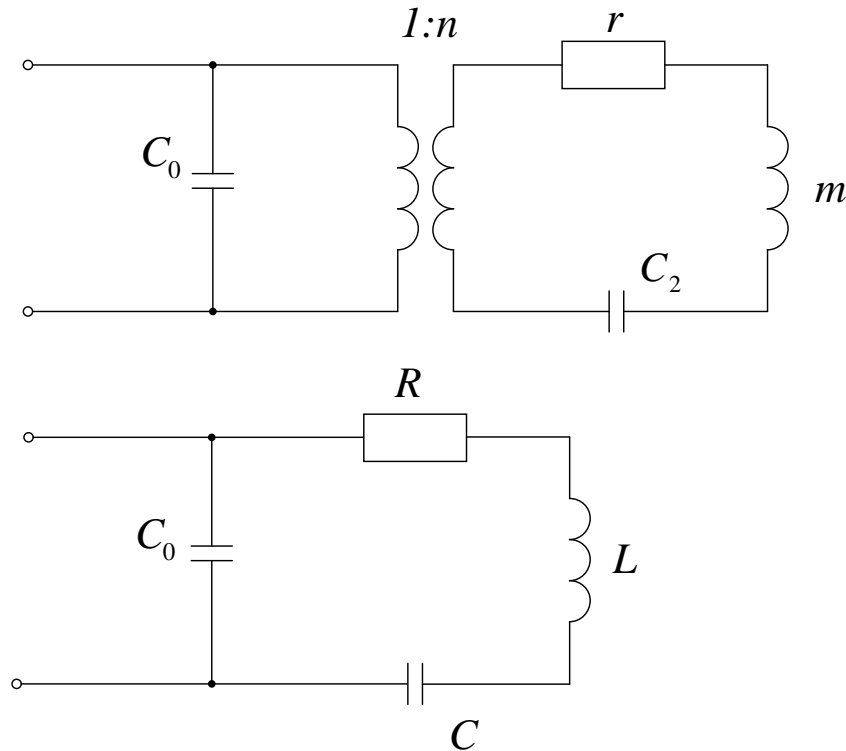


Рис.4.5. Еквівалентна електромеханічна схема п'єзокерамічного елемента (а), ця ж сама схема приведена до його електричної сторони (б)

Комплексне опір двополюсника, зображеного на рис. 4.5, можна записати в наступному вигляді

$$\dot{Z}(j\omega) = \frac{R(1 + jQ\nu) / (j\omega C_0)}{1 / \omega C_0 + R(1 + jQ\nu)} = \frac{1 + jQ\nu}{\omega_0 C_0 (kQ - Q\nu + j\nu)} \quad (4.4)$$

Тут $\nu = \frac{\omega}{\omega_0}$, $\nu = \frac{\omega}{\omega_0} - \frac{\omega_0}{\omega}$, $Q = \frac{1}{\omega_0 CR}$ - добротність коливальної системи; $k = \frac{C}{C_0}$ - коефіцієнт, що характеризує ефективність електромеханічного перетворення; f_0 - резонансна частота контуру LCR , $f_0 = \frac{1}{(2\pi\sqrt{LC})}$

Для зручності аналізу проноормуємо $\dot{Z}(j\omega)$ відносно величини реактивного опору статистичної ємності на частоті резонансу, а також розділимо речову і уявну частини

$$\dot{Z}(j\omega) = \frac{kQ}{(kQ - Q\wp v)^2 + \wp^2} + j \frac{kQ^2 v - \wp - \wp Q^2 v^2}{(kQ - Q\wp v)^2 + \wp^2} \quad (4.5)$$

Модуль нормованого комплексного опору можна представити у вигляді-

$$\dot{Z}(j\omega) = \sqrt{\frac{1 + Q^2 v^2}{(kQ - Q\wp v)^2 + \wp^2}} \quad (4.6)$$

На рис.4.6 побудовано сімейство частотних характеристик нормованого модуля комплексного опору еквівалентної схеми при $Q = 10$ і значеннях параметра k - 0,1; 0,16; 0,36, відповідних п'єзоматеріалів з коефіцієнтами електромеханічного зв'язку $k_{em} = 0,3; 0,37; 0,51$.

На рис.4.7 зображені сімейства частотних характеристик $|\dot{Z}(j\omega)| = \varphi(\wp)$ при $k = 0,16; Q = 6; 10; 20$, а на рис.3.6 а при $Q = 10$ і $k = 0,1; 0,16; 0,36$.

З формули (4.6) і наведених характеристик видно, що функція $|\dot{Z}(j\omega)|$ залежить від двох параметрів k і Q .

Для високо-добротних незавантажених п'єзоелементів найбільш сильніший вплив на вигляд $|\dot{Z}(j\omega)|$ надає параметр k :

В цьому випадку k можна визначити, методом характеристичних частот резонансу f_p і антирезонансу f_{an} повного опору

$$k = \sqrt{\frac{f_{an}^2 - f_p^2}{f_{an}^2}} \quad (4.7)$$

Для п'єзоелементів, які використовуються в режимах випромінювання і прийому, як правило, $Q < 20$. Аналіз виразів (4.5) і частотних характеристик на рис.4.6 і 4.7 дозволяє зробити висновок, що визначення k цим методом для $Q < 20$ призводить до великих відносних помилок.

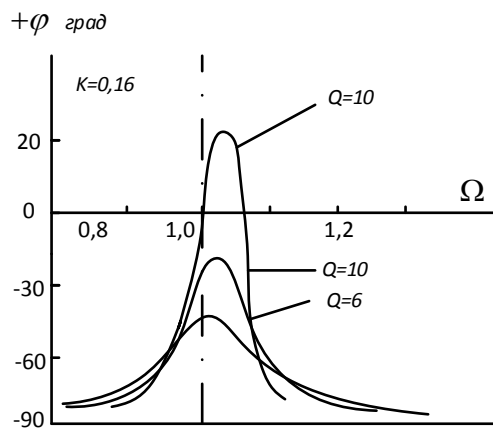
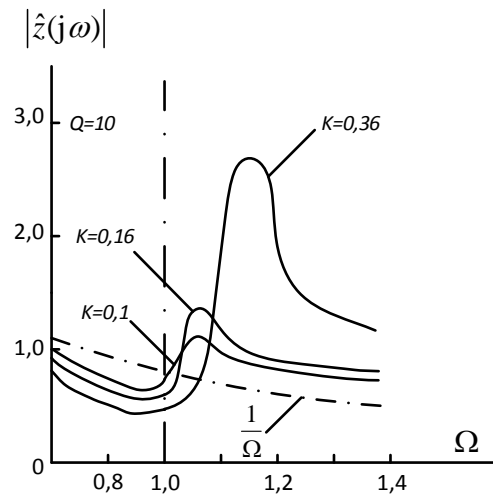


Рис.4.6. Частотні характеристики модуля (а) та фази (б) вхідного комплексного опору еквівалентної схеми п'єзокерамічного елемента

Аргумент комплексного опору еквівалентної схеми визначимо з (4.5).

$$\varphi_z(\varphi) = \arctg \left\{ \left[kQ^2\nu - \varphi(1 + Q^2\nu^2) \right] / (kQ) \right\} \quad (4.8)$$

Сімейство частотних характеристик аргументу комплексного опору $\varphi_z(\varphi)$ при $k = 0,16$ і $Q = 6; 10; 20$ приведено на рис.4.6 б).

На рис.4.7 б) і в) побудовані сімейства частотних характеристик активної і реактивної складових $\dot{Z}(j\omega)$ при $k = 0,16$.

Досліджуючи функцію $r(\varphi)$ на екстремум, бачимо, що положення її максимуму за частотою визначається, таким виразом

$$\varphi_{\max} = \sqrt{k + 1 - \frac{1}{2Q^2}} \quad (4.9)$$

Зсув максимуму $r(\varphi)$ по частоті в залежності від k показано на рис.4.7 б).

Оперуючи нерівністю $k > \frac{5}{Q^2}$ отримаємо, що при $Q > \sqrt{\frac{5}{k}}$ дріб під знаком радикала можна не враховувати.

Положення екстремумів реактивної складової $x(\varphi)$ по частоті збігається з положенням точок, що знаходяться на рівні 0,5 на характеристиці активної складової.

Комплексна нормована провідність еквівалентної схеми п'єзокерамічного елемента визначається виразом

$$Y(j\omega) = \frac{kQ}{1+Q^2\nu^2} + j \frac{\varphi(1+Q^2\nu^2) - kQ^2\nu}{1+Q^2\nu^2} \quad (4.10)$$

На рис.4.7 г) -е) зображені сімейства частотних характеристик $|Y(j\omega)|$, $g(\varphi)$, $jb(\varphi)$ при $k = 0,16$ і $Q = 6; 10; 20$.

Максимум $g(\varphi)$ відповідає частоті механічного резонансу $\varphi_0 = 1$.

Смуга частот, яка відлічується за рівнем 0,5 щодо максимуму $g(\varphi)$ дозволяє визначити Q за формулою

$$Q = \frac{\varphi_0}{2\Delta \varphi_{0,5}} \quad (4.11)$$

Значення $b(\varphi)$ на частоті $\varphi_0 = 1$ дорівнює реактивної провідності статичної ємності на частоті $jb_{C_0} = j\omega_0 C_0$.

Активна провідність на резонансній частоті дорівнює

$$g_0 = \omega_0 C_0 k Q \quad (4.12)$$

Таким чином, на підставі наведених досліджень, ми можемо визначити параметри електричної еквівалентної схеми п'єзокерамічного перетворювача. Знаючи ці параметри виникає можливість вибору режиму роботи п'єзоелемента в складі ультразвукової головки, оптимального його узгодження з приймально-передаючим трактами приладу.

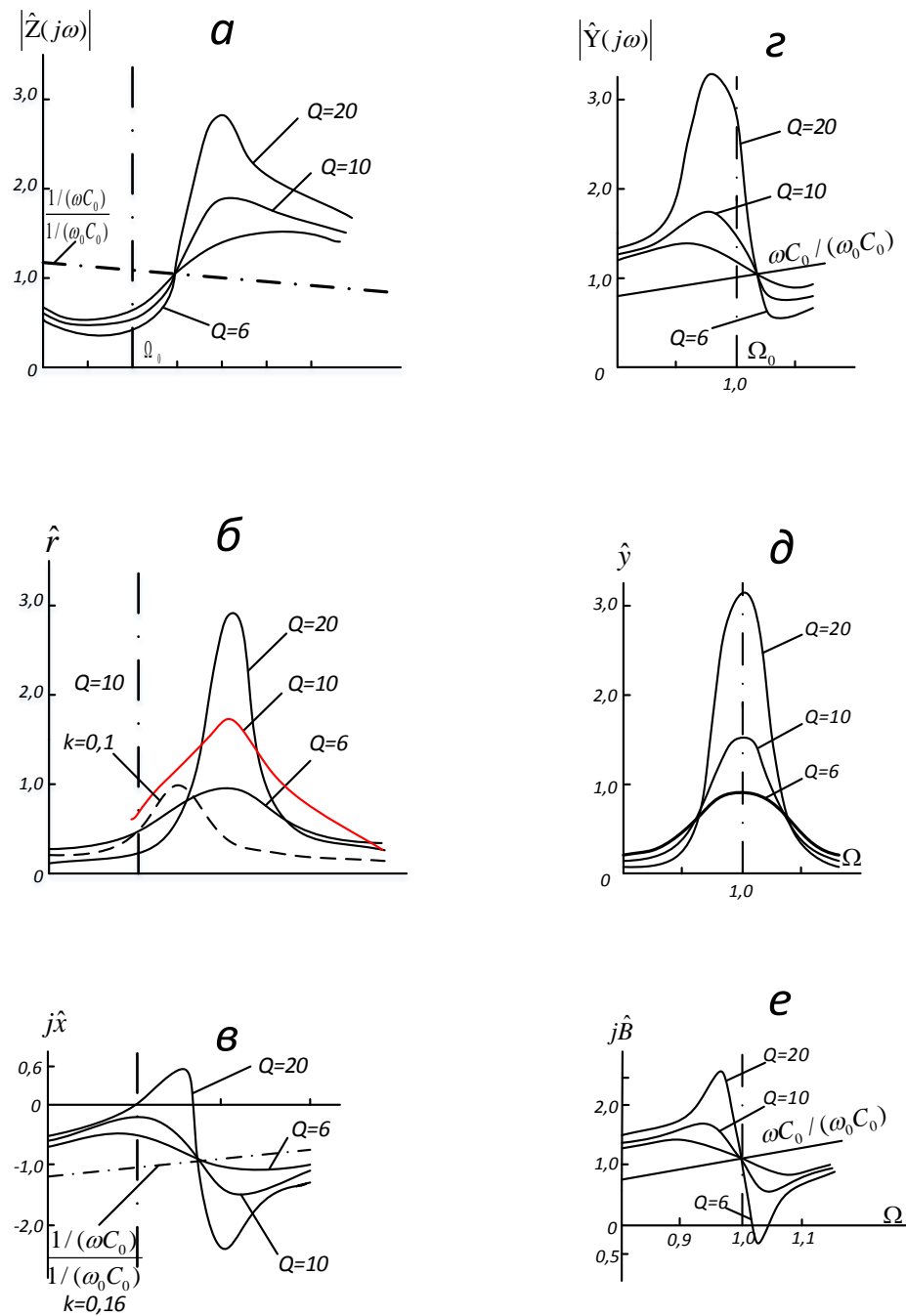


Рис.4.7. Частотні характеристики вхідних комплексних опорів і провідностей еквівалентної схеми п'єзоелемента

Як приклад були визначені еквівалентні параметри одного каналу ультразвукового датчика. Канал складався з трьох паралельно з'єднаних п'єзокерамічних смужок завтовшки 360 мкм, шириною 350 мкм і довжина 1400 мкм. Еквівалентні параметри мали такі значення:

$$C_0 = 660 \text{ нФ}; k = 0,4; C = 265 \text{ нФ}; Q = 3;$$

$$L = 3.15 \text{ мкГн}; R = 57 \text{ Ом}$$

4.2.2 .Чутливість п'єзокерамічного елемента в режимі прийому і випромінювання

Чутливість електроакустичного ультразвукового перетворювача в режимі прийому M - відношення напруги на виході приймача до тиску ультразвуку в тим місці, де розміщується приймач (при його відсутності). Чутливість перетворювача в режимі випромінювання T - відношення тиску ультразвуку, створюваного випромінювачем на заданій відстані, до збудливий струму, що протікає через нього.

Чутливість оборотного лінійного електроакустичного перетворювача в режимі прийому в силу принципу взаємності пов'язана з чутливістю цього ж перетворювача в режимі випромінювання постійним коефіцієнтом, визначеним характером середовища, в якій відбуваються коливання, і типом прийнятих і випромінюваних хвиль:

$$M = T \cdot H \quad (4.13)$$

Коефіцієнт H називається коефіцієнтом взаємності (іноді параметром взаємності).

Представляють інтерес два різновиди методу взаємності - градування в полі сферичної хвилі і градування в полі плоскої хвилі, що застосовуються на ультразвукових частотах.

Для сферичних ультразвукових хвиль коефіцієнт взаємності дорівнює:

$$H = \frac{2r\lambda}{\rho c} \cdot e^{\alpha r} = \frac{2r}{\rho f} \cdot e^{\alpha r} \quad (4.14)$$

де r - довжина між випромінювачем і точкою приймання;

ρ, c, λ, α - густина середовища, швидкість звуку, довжина хвилі та коефіцієнт затухання звуку в середовищі.

Для плоских хвиль коефіцієнт взаємності представляє собою:

$$H = \frac{2S}{\rho c} \cdot e^{\alpha r} \quad (4.15)$$

Де S - активна площа перетворювача.

Для оцінки чутливості ультразвукової головки доцільно використовувати метод самовзаємності, оскільки для цього досить одного випробуваного перетворювача, але він повинен бути, оборотним.

Випромінювання і прийом звуку одним і тим же перетворювачем можливі в імпульсному режимі роботи. Електронна частина установки повинна бути розрахована на забезпечення наступних умов.

Імпульс повинен бути досить коротким, щоб відбитий імпульс міг бути відділений у часі від збудливого імпульсу, а також від сигналів, відбитих від поверхонь того обсягу, в якому проводяться вимірювання. Частота повторення імпульсів повинна бути настільки низькою, щоб все відображення (в тому числі і багаторазові) затухали до часу приходу наступного збуджуючого імпульсу

Підсилювач, на вхід якого в момент збудження надходить повна напруга від генератора електричних імпульсів, повинен повністю відновлювати здатність до посилення до моменту приходу відбитого сигналу. Це може бути досягнуто двома шляхами

По-перше, на вході підсилювача встановлюють комутаторний пристрій, що закорочує вхід підсилювача на час дії збуджуючого імпульсу.

По-друге, постійні часу перехідних ланцюгів в підсилювачі вибирають дуже малими, щоб підсилювач мав мінімальним часом відновлення.

При вимірюванні чутливості ультразвукового датчика (або його окремого каналу) вимірюють струм, що протікає через п'єзоелемент в режимі випромінювання, і напруга, що виникає на перетворювачі при прийомі сигналів. Струм визначають через напругу на малому опорі, включеному послідовно з перетворювачем(рис.4.8).

Чутливість перетворювача в режимі прийому визначають за формулою:

$$M = \sqrt{\frac{U_1}{U_2} RH} \quad (4.16)$$

Розглянемо вимоги, що пред'являються до відстані до відбиваючого екрану і розмірами останнього.

В першу чергу, відстань між перетворювачами має бути такою, щоб можна було розділити випромінюваний і прийнятий сигнали. Ця умова формулюється нерівністю

$$r > \Delta t \cdot c \quad (4.17)$$

r - подвоєна відстань між перетворювачем і відбивачем (саме цю відстань проходить ультразвуковий сигнал в середовищі);

Δt - тривалість імпульсу;

c - швидкість ультразвуку в середовищі, де поширюються коливання.

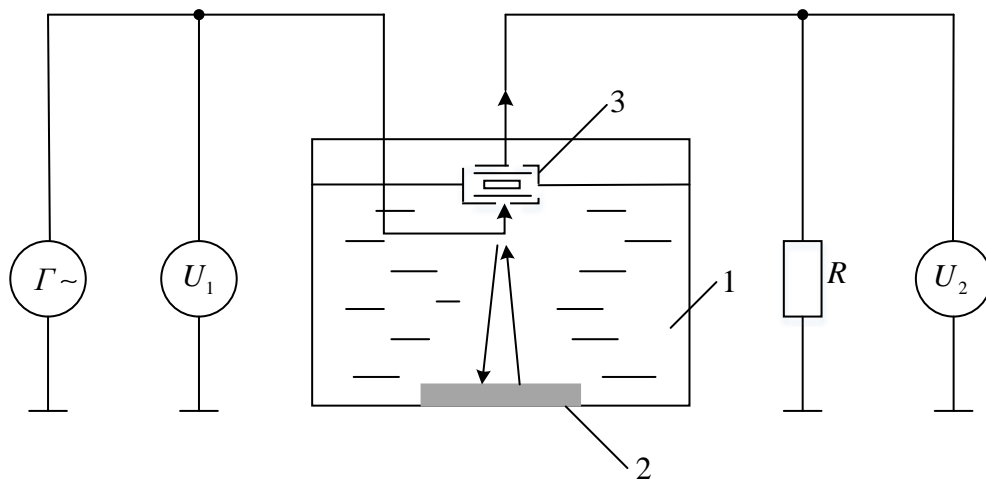


Рис.4.8. Схема визначення чутливості ультразвукових датчиків методом взаємності: 1-Ванна з водою; 2-відбиваючий жорсткий екран; 3-ультра звуковий датчик. Тривалість імпульсі, в свою чергу, визначається нерівністю:

$$\Delta t \geq \frac{6 \div 10}{f} \quad (4.18)$$

де f - робоча частота, на якій проводяться виміри.

При числі періодів, меншим 5-6, високочастотний імпульс втрачає свої виборчі властивості, спектр його стає занадто широким.

Якщо градування проводиться в умовах поширення сферичної хвилі, то екран повинен знаходитися в дальній зоні перетворювача, тобто відстань до відбиваючого екрана – повинно задовольняти наступній умові:

$$r \geq \frac{2D^2}{\lambda} \quad (4.19)$$

де λ - максимальний розмір перетворювача.

Крім того, екран повинен створювати дзеркальне відображення, при якому можна користуватися правилами геометричної акустики. Поверхня екрану повинна бути гладкою, матеріал екрану повинен повністю відображати падаючий звук.

Умови дзеркального відображення по В.Н.Тюміну наступні:

$$r \ll \frac{R_e^2}{\lambda}$$

$$\cos \alpha = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{R_e}{r}\right)^2}} \rightarrow 0 \text{ або } r \ll R \quad (4.20)$$

де α - кут, утворений нормаллю - до центру площині екрану і напрямком від перетворювача на край екрану

Наведені співвідношення означають, що на поверхні екрану має розміститися велика кількість напівхвильових зон Френеля, а краї екрану повинні "бути видимим" з джерела під кутом, близьким до $\frac{\pi}{2}$.

Таким чином, при виборі відстані від перетворювача до відбиваючого екрану і розмірів останнього для визначення чутливості методом самовзаємності в умовах сферичної хвилі необхідно враховувати наступне:

$$(6 \div 10)\lambda \leq r \leq R_e$$

$$\frac{2D^2}{\lambda} \leq r \leq \frac{R_e^2}{\lambda} \quad (4.21)$$

Вимірювання чутливості методом самовзаємності в плоскій хвилі можливі за таких умов:

$$(6 \div 10)\lambda \ll r \ll \frac{S}{\lambda}$$

$$r \ll \frac{R_e^2}{\lambda}$$

$$S_e > S \quad (4.22)$$

де S_e - площа відбиваючого екрану.

На високих частотах ці нерівності легко здійсненні. Наприклад диск діаметром 30 мм можна градувати методом самовзаємності на частоті 0,2 МГц але відстанях порядку 100 + 150 мм при діаметрі екрану 60 + 100мм.

4.3. Розрахунок основних конструктивних вузлів ультразвукових датчиків

4.3.1 Розрахунок і експериментальний підбір активного елементу

Для заданої робочої частоти необхідно, щоб п'єзокерамічний елемент працював на частоті основного резонансу

Ця умова виражається в такий спосіб

$$f_p = \frac{C_{33}^E}{2l} \quad (4.23)$$

де C_{33}^E - швидкість поздовжніх хвиль в п'єзокераміка;

l - товщина п'єзоелемента.

Однак, через однаковості розмірів окремих п'єзоелементів по товщині і ширині, в них можуть виникати побічні моди коливань. Це може призводити до спотворення характеристики спрямованості п'єзоелемента і зміни його електроакустичних параметрів.

У зв'язку з цим необхідний експериментальний підбір ширини п'єзоелемента. Ширина п'єзоелемента повинна бути підібрана так, щоб виключити вплив побічних мод, тобто щоб п'єзоелемент коливався на одній частоті смужкового резонансу. У процесі підбору ширини п'єзоелемента можна використовувати аналіз його амплітудно-частотної характеристики.

4.3.2. Конструкція демпфера

Демпфер в конструкції УЗ датчику використовується ,як каркасний елемент і вирішує наступні задачі:

1. Механічне демпфування коливальної системи УЗ датчику з метою виключення «дзвону»
2. Затухання ультразвукових коливань тильної сторони п'єзоелектричного елементу ,які представляю собою заваду.

Демпфер з однієї сторони повинен бути оптимально узгоджений за хвильовим акустичним опором з п'єзокерамічною пластиною, а з іншого боку-мати максимальні загасання ультразвуку.

В якості демпферу був підібраний порошковий пресований матеріал з двооксиду свинцю. В якості сполучного шару використано фенопласт.

Датчик у складі УЗ томографа повинен забезпечити огляд м'язових структур на глибині до 180 мм. Загасання ультразвукового променю при проходженні через біологічні тканини в одну сторону і назад складає близько 80 дБ.

Саме тому демпфер повинен забезпечувати таке ж загасання тильної сторони п'єзопластини. Висота демпферу при роботі на частоті 3,5 МГц в цьому випадку повинна бути не менше 20 мм, а ширина повинна бути рівною ширині п'єзопластини.

Висновки до розділу

У цьому розділі були проведені розрахунки :

- характеристик направленості ультразвукових лінійних датчиків в режимі фокусування;
- акустичних і електричних параметрів ультразвукових датчиків;
- параметрів еквівалентної схеми п'єзокерамічного елемента;
- основних конструктивних вузлів ультразвукових датчиків.

5. Конструктивно-технологічні дослідження по створенню ультразвукових датчиків

Одним найрозповсюджених типів електронних скануючих ультразвукових датчиків є прилад з почерговим (покроковим) скануванням ультразвукового променя комутуючих матриць перетворювача, що представляє собою багатoelementну протяжну антену, яка складається з великої кількості електронно комутованих груп смужкових п'єзоелементів. Конструктивна схема такої антени показана на рис.

Технічна реалізація представленої конструктивної схеми може бути виконана при вирішенні наступних задач:

- Створення активного елементу –перетворювача, який забезпечує максимальну повторюваність та однорідність характеристик ультразвукового сканування;
- Створення ліній електронної комутації, які забезпечує ефективну роботу датчику;
- Створення корпусу.

5.1. Конструкція активного елементу

Активний елемент складається з 240 смужкових елементів, розміри котрих $15 \times 0,3 \times 0,35$ жорстко скріплені з основою-демпфером з кроком (0,42) ліній електронної комутації п'єзоелементів і герметичного протектора.

Основною проблемою, яка виникає при створенні активного елементу є забезпечення розкиду резонансних частот в межах 10 %, чутливості 5%, забезпечення механічної міцності п'єзоелементів, забезпечення задовільних електроізоляційних характеристик.

Вирішення цих проблем можливе лише при комплексному підході до вибору конструктивного матеріалу демпферу, зв'язку його з п'єзоелементом та вибору технологій утворення смужкового п'єзоелемента.

З літературних джерел відомо, що існує два шляхи виготовлення активного елементу:

1 шлях- виготовлення окремих смужок розміром $15 \times 0,3 \times 0,35$ з наступним утворенням протяжної бази шляхом приклеювання ,залівки та пайки з проміжком $0,06-0,1$ мм і наступною індивідуальною розпайкою супровідників.

Однак, таке конструктивно-технологічне рішення не виконує головну вимогу-забезпечення однорідності електроакустичних характеристик вздовж робочої поверхні. Це обумовлено розкидом параметрів п'єзоелементів , виготовлених окремо ,великою похибкою встановлення та фіксації на базі , складність пайки виводів.

Іншим конструктивно –технологічним рішенням є наклеювання на демпфер монолітної пластини , яка поляризована по товщині таким чином , щоб краї п'єзопластини виступали над демпфером рис.5.1. для підключення та розрізу на 11 частин.

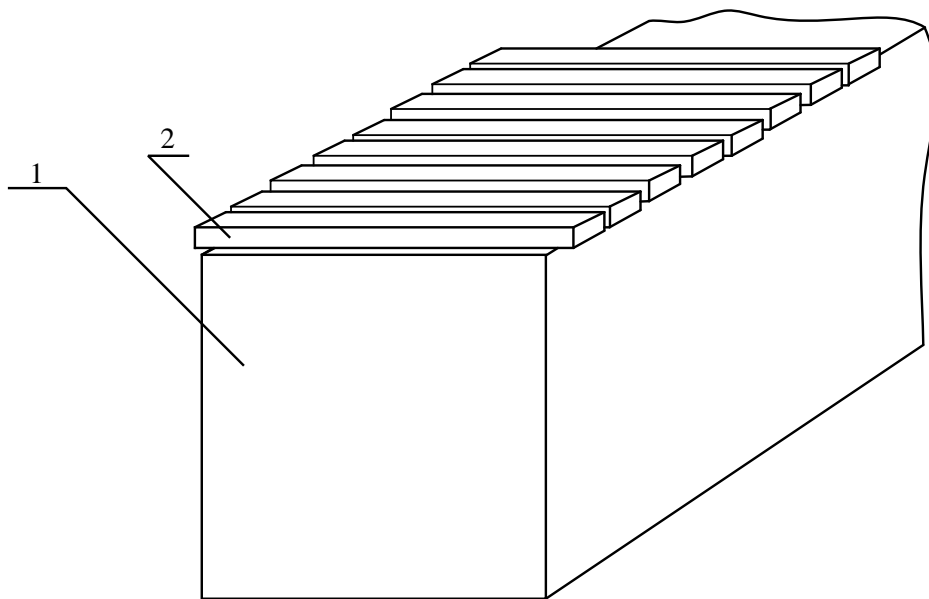


Рис.5.1.Поєднання елементів :1-демфер;2-п'єзоелемент

Для технічної реалізації такого рішення необхідно виконати наступні вимоги :

- Конструктивний матеріал демпферу та клеюча суміш , що зв'язують п'єзоелемент з демпфером повинні бути достатньо міцними , а в зоні їх зв'язку між собою не повинно бути повітряних включень . щоб при різці виключити сколювання як частини п'єзоелемента так і частини демпфера;

- Ширина пазу між п'єзоелементами повинна бути виконана з мінімально можливим відхиленням ± 5 мкм, а допуск на ширину п'єзоелемента повинен бути також ± 5 мкм.

Розглянемо деякі шляхи реалізації вказаних вимог.

В ультразвуковій техніці при конструюванні демпферів часто використовують сполучник і наповнювач. В якості сполучник зазвичай використовують епоксидні смоли типу Д-9, або фенол-формальдегідні порошки, а в якості наповнювача використовують мілко-дисперсні вольфрамо-молібденові порошки, при цьому демпфери мають задовільну електричну провідність. В розглянутому типі активного елементу матеріал демпферу повинен бути діелектриком. Тому при конструюванні демпфера, що задовільнив би вимоги по міцності, діелектричним характеристикам, демпфувальним властивостям в якості сполучника повинні бути використані пресопорошки типу фенолпластів, а в якості наповнювача окис металів, наприклад, двоокис свинцю.

На неоднорідність електроакустичних характеристик смужок по довжині активного елементу може впливати розкид по товщині п'єзоелементу, який для пластини товщиною 0,3-0,4 мм складає ± 50 мкм, а для протяжного елементу з довжиною активної бази рівною 80-100 мм необхідно декілька п'єзопластик. Тому для отримання однорідних характеристик в рамках одного датчику необхідний селективний підбір п'єзопластин з рівними відхиленнями по товщині і відповідно встановлення технологічного запасу п'єзопластин.

Реалізація вимог точності ширини пазу, кроку між смужками може бути виконана тільки при прецизійному устаткуванні, що працює в автоматичному режимі з числовим програмним регулюванням і розглянута в розділі 5.2.

Для струмознімання та підведення електричного сигналу до п'єзоелементі необхідно електричне з'єднання верхніх електродів п'єзоелементів і вивід їх на кабель. Це можливо виконувати тонкою дрітчастою шиною, яка підпаяна до смужок пастою-припоєм на основі припій ПОС-61.

Однак, ця операція може призвести до затікання в пази між п'єзоелементами та зниженню внутрішнього опору. Тому для перспективних

конструкцій необхідно також відпрацювати метод електрохімічного зрощування шини з п'єзоелементами ,при цьому проміжки між ними повинні бути заповнені м'яким діелектриком , наприклад кремній органічний компаунд типу Вискінт ПК-68 або інші.

Для запобігання від механічних ушкоджень , а також узгодження зі середовищем-тіло , робоча поверхня повинна бути захищена шаром матеріалу , який задовольнятиме наступні вимоги :

1. $\rho c = 1, 2, \dots \cdot 10^6 \text{ кг} / \text{м}^2 \cdot \text{см}$
2. Матеріал не повинен завдавати токсичного впливу на організм людини;
3. Матеріал повинен бути технологічним , не допускати спінювання, заповнювати щілини розміром від 0,06 мм , температура полімерізації повинна бути не вище 70 С, матеріал повинен бути стійким до впливу спирту та інших дезінфікуючих сумішей.

Для даного типорозмірного датчику розглядалося декілька конструктивно-технологічних рішень рис.5.1,5.2.

На рис 5.2. показано один із варіантів електричної комутації, яка складається з того що до країв п'єзопластини до склеювання з демпфером припаюються смужки лужної мідної фольги , які після склеювання п'єзоелемента з демпфером розрізаються на n-елементів повністю розділених (80) груп і частково роз'єднаних смужок п'єзоелементів. Це дозволяє на стадії макетування провести електронну комутацію п'єзоелементів в групи і отримати вихідні струмовводи на нижній стороні п'єзоелемента. Недоліком такого способу є те ,що при розрізі має місце зниження внутрішнього опору в системі за рахунок втирання частинок міді. Для усунення цього недоліку було розроблено конструкцію рис.5.1. , в якій п'єзоелементи приклеєні до демпферу і виступають за його краї на 0,5-0,8 мм, при цьому для розрізу на смужки використовується технологічна заливка до рівня виступів легкоплавкою сумішшю, наприклад , віско-каніфольною сумішшю або інші , яку прибирають після порізки.

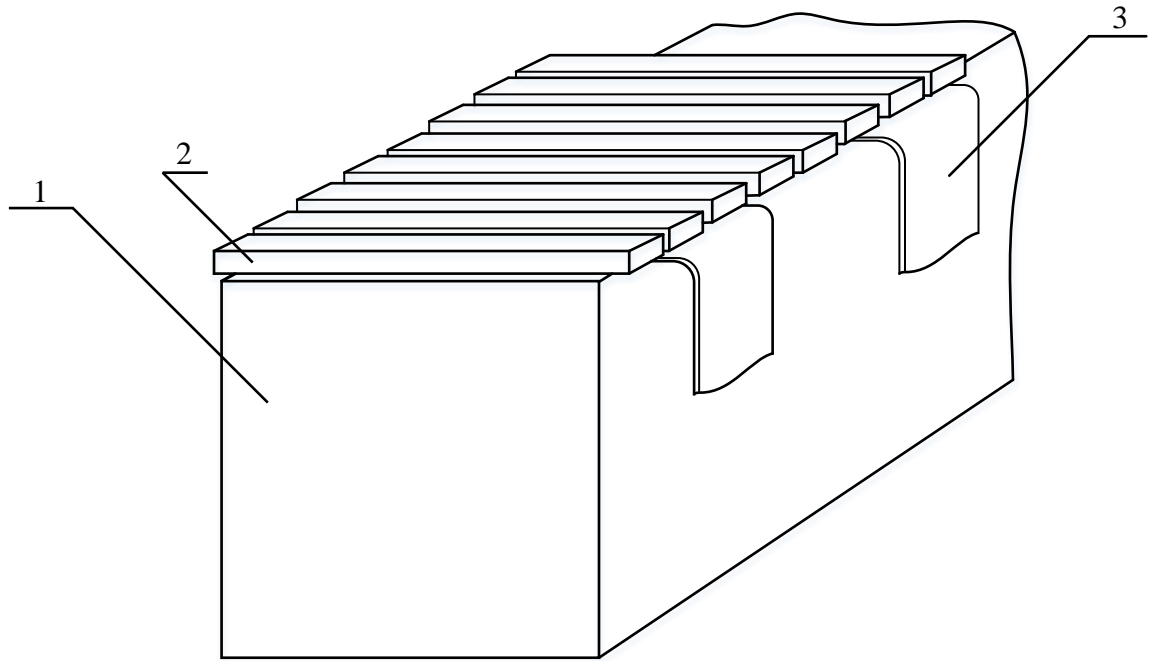


Рис.5.2. Один із варіантів електричної комутації: 1-демпфер; 2- п'єзоелемент; 3- мідна фольга.

Для електричного монтажу в даній конструкції може бути використано декілька технологій:

- Використання електрохімічного осаду металу ,для чого на бокових поверхнях демпферу приклеюється плати з друкованим монтажем на фольгованому діелектрику типу комутуючої групи п'єзоелементів , при цьому допуск на крок між п'єзоелементами і контактними доріжками плати повинен бути однаковим , не сумуватися по довжині і забезпечуватися технологічним устаткуванням ;
- Використання лазерної пайки , для чого на бокових поверхнях демпферу гнучкі плати на дієлектрику типу ФТС-1 з виступаючими комутуючими площинами , які завернуті під виступ п'єзоелементів для забезпечення контактуючої площини .

В процесі досліджень для протекторів використовувались матеріали на основі епокси-каучуків та кремній органічні полімери типу Еластоліт, СКТН-1, які дали задовільні результати з електроакустичних параметрів.

Коротка характеристика матеріалів , які використовуються для лінзи-протектору наведена в Таблиця №5.1.

Таблиця №5.1

Марка матеріалу	Еластосил	Компаундум СКТН-1	Віксинт
Діапазон робочих температур, °C	-80...+200	-60...+200	-60...200
Міцність на розтяг, Па	$0,78 \cdot 10^6$	-	$0,19 \cdot 10^6$
Температурний коефіцієнт розширення, 1 град	$235 \cdot 10^{-6}$	$330 \cdot 10^{-6}$	$320 \cdot 10^{-6}$
Питомий об'ємний опір, Ом*м	$2 \cdot 10^{12}$	$1,7 \cdot 10^{12}$	$1,3 \cdot 10^{14}$
Питомий поверхневий опір	$6 \cdot 10^{12}$	$2,0 \cdot 10^{15}$	$4 \cdot 10^{16}$

Аналіз фізико-хімічних характеристик, а також можливого токсичного впливу на людину показує, що найбільш краще задовільняють вимоги полімери на кремній органічній основі типу СКТН.

В подальшому необхідно провести пошук інших марок полімерних матеріалів на кремній органічній основі, так і експериментальні дослідження ефективності їх використання для протекторів в УЗ датчиках.

5.2 Конструкція корпусу датчика

Корпус досліджуваного багатоелементного датчика повинен задовольняти наступні вимоги:

- Задовольняти вимоги сучасного дизайну;
- Бути технологічним та механічно міцним;
- Забезпечувати ефективний захист від зовнішніх електростатичних полів та безпечну роботу при обслуговуванні.

Для забезпечення вище вказаних вимог можливо використати пластмаси не тільки з гарними діелектричними показниками, так і з гарною провідністю.

Серед груп пластмас заслуговує увагу полібутілентерефталат, пластик типу АВС та інші. Ці матеріали мають високу технологічність, перероблюються литтям, дозволяють отримати задані естетичні форми та фарбування виробів.

Однак, при їх використанні необхідні додаткові конструктивні рішення для забезпечення ефективного захисту від зовнішніх електростатичних полів, для чого необхідна металізація внутрішніх поверхонь деталей корпусу, які можна виконати шляхом проклейки фольги. В досліджень було розглянуто можливість

металізації внутрішніх поверхонь гальванічним способом , розроблений технологічний процес .

Перевагою зазначених матеріалів поряд з технологічними властивостями є те, що корпуси, виготовлені з них є хорошими електростатичними екранами.

5.3. Конструкція лінії електричної комутації (ЛЕК)

Лінія електричної комутації УЗ датчика повинна забезпечувати подачу і знімання сигналу на ньому, при цьому повинно бути зведено до мінімального взаємовплив провідників один на одного, виключені або зменшені паразитні ємності, втрати в електричних сполучних ланцюгах, зменшені габаритні розміри. Принципова електрична схема приведена на рис. 5.3.

Для технічної реалізації зазначених вимог в ЛЕК необхідне застосування витих пар, що дозволяють зменшити взаємовплив провідників, а також, з огляду на велику довжину до 1,5 м, розподілену ємність.

Оскільки в даний час вітчизняної промисловістю не випускається високочастотний малогабаритний кабель на необхідну кількість жил з крученими парами, то це зумовило необхідність використовувати провід МГТФ-0,07, пов'язаний в джгут з необхідної кількості кручених пар. Для запобігання від пошкодження і безпеки роботи джгут поміщають в трубку з полівінілхлориду або кремній органічного пластикату.

Джерелом втрат сигналів в електричних цілях УЗ датчика можуть служити ділянки зв'язку кабелю з контактами активного елементу, а також місце стиковки кабелю з приладової частиною.

Для зменшення втрат сигналів кабель з активним елементом слід з'єднувати тільки пайкою. У конструкції макета місце зчленування виконано відповідно до рис.5.4.

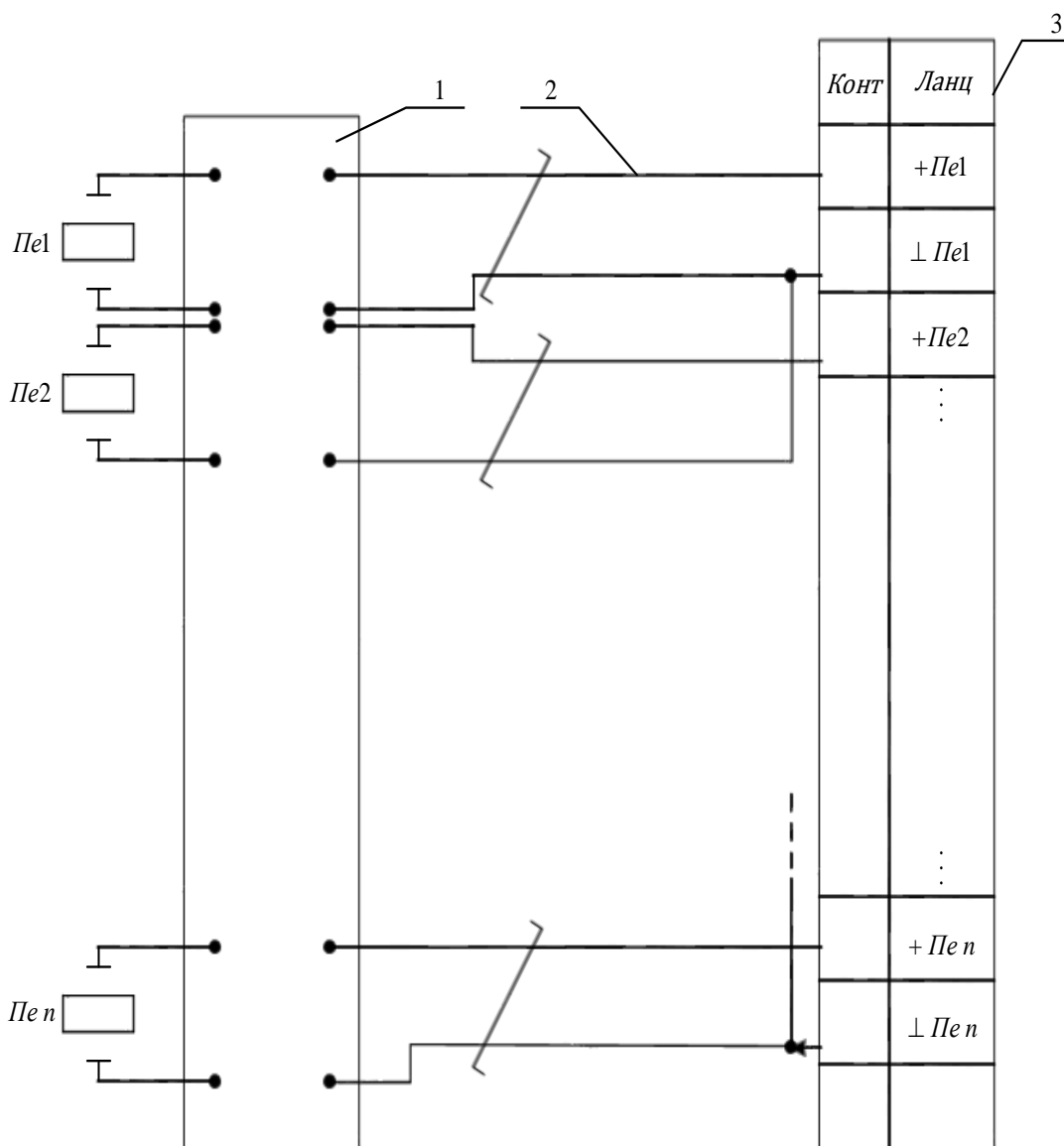


Рис.5.3 Лінії електричної комутації (ЛЕК):1-проміжкова плата;2- кабель з витой пари;3-роз'єм

Для стикування з приладовою частиною кабель-джгут доцільно закінчувати роз'ємом з робочою частотою 3,5 МГц, наприклад, типу СНЛ59-96Р-2С-18907 3. Для компенсації динамічної ємності п'єзоелемента не робочих частотах датчика і вирівнювання чутливості і робочих частот застосовують дроселі з регульованою індуктивністю, які можуть бути розміщені як всередині корпусу датчика між активним елементом і кабелем, так і в спецконтейнері між приладовим роз'ємом і кабелем.

Більш раціональним є розміщення підстроєних дроселів в спецконтейнері.

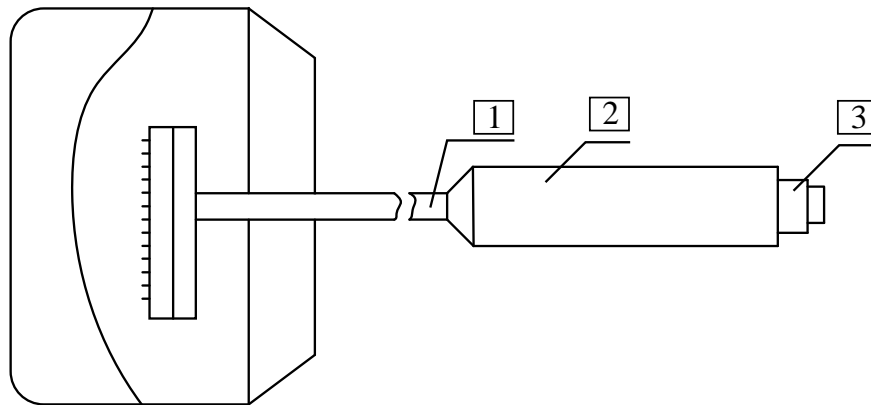


Рис.5.4.З'єднання елементів пайкою: 1-кабель джгут; 2-спецконтейнер з дроселями; 3-роз'єм.

5.4. Технологія складання ультразвукових датчиків

Аналізуючи існуючі способи виготовлення багатоелементних; скануючих п'єзокерамічних перетворювачів вітчизняних та іноземних фірм, можна зробити висновок, що на етапі освоєння технології виготовлення перетворювачів найбільш раціонально багатоелементний перетворювач отримати шляхом використання монолітної п'єзопластини з подальшою розрізанням її на окремі елементи. Однак, з літератури відомо, що через сильний взаємовпливу елементів не вдається досягти високих вірних характеристик. Основною проблемою, що виникає при виготовленні скануючих перетворювачів з комутацією п'єзоелементів, є забезпечення максимальної повторюваності і однорідності характеристик.

На конструктивні особливості практичних рішень і досягаються електроакустичні характеристики перетворювачів істотно впливає вибір матеріалів і способи виготовлення таких елементів як демпфер, що погоджують і акустично фокусують шари, система багатоканальних електричних з'єднань і ін.

Розробка і відпрацювання технологічних процесів проводилася на конструкції датчика, що складається з опори - демпфера, на якій за допомогою епоксидного клею кріпилася монолітна п'єзокерамічна пластина. П'єзокерамічна пластина розрізалася на п'єзокерамічні елементи шириною 0,35.

мм (див.рис.5.1). п'єзокерамічні елементи по трійках перепояювати на монтажну плату, до якої розпаювати кабельний джгут. Робоча поверхня п'єзоблоків покривалася узгоджувальним шаром з еластичного полімерного матеріалу.

При розробці демпфера експериментальні дослідження проводилися за такими напрямками: '

- підбір матеріалів та їх вагових співвідношень компонентів;
- вибір оптимального режиму (технології) виготовлення демпфера

В процесі розробки і виготовлення дослідних зразків демпфера критерієм оцінки його ефективності служила величина загасання електроакустичного сигналу в демпфері. Для демпфера розглядалися наступні діелектричні матеріали, що мають високу питому вагу: окис свинцю та порошок п'єзокерамічного матеріалу ЦТС-19. Сполучною використовувалася епоксидна смола ЕД-20 і фенопласт.

У зв'язку з тим, що фенопласт з не регламентованістю величиною зерна від 0,01 до 5 мм і спостерігався розкид по загасання в демпфері (одного співвідношення компонентів), були проведені загасання сигналів.

Величина зерна окису свинцю і ЦТС-19 змінювалася (їх величини в межах 0,001 мм).

Дослідження проводилися на зразках демпфера 48x20x20 мм. У Таблиця №.5.2 представлені партії зразків демпферів і коефіцієнт загасання електроакустичного сигналу.

Таблиця №5.2.

Номер партії	Матеріал демпферу	Співвідношення компонентів	Коефіцієнт затухання ,дБ
1	ЦТС-19+ЕД20	50:50	18
2	ЦТС-19+ЕД20	70:30	26
3	ЦТС-19+ЕД20	85:15	34
4	Окись свинцю + фенопласт	50:50	30
5	-	70:30	64
6	-	80:20	80
7	-	90:10	Сигнал відсутній
8	-	95:5	-

Дослідження впливу величини зерна фенопласту на коефіцієнт загасання проводилося на зразках з окису свинцю з Фенопласт в співвідношенні 70:30. У Таблиця №5.3. представлені результати експериментальних досліджень.

Таблиця №5.3.

Демпфер партії №5						
Величина зерна						
l, мм	2	1-1,5	0,5	0,1	0,05	0,01-0,001
γ , дБ	60	80	70	60	30	5-10

Результати експериментальних досліджень показали, що найбільш ефективним за загасання є демпфер, виготовлений з окису свинцю і фенопласту з величиною зерна фенопласту 1-1,5 мм. Зразки виготовлялися методом пресування при температурі 170-180 °С посиленням пресування 180-200 кг / см² (18-20 кПа). Виготовити зразки з матеріалу в співвідношенням 90-95% окису свинцю і 5-10% фенопласту технологічно складно, тому оптимальним співвідношенням вибрано (80-85.)% 'Окису свинцю і (20-15)% фенопласту.

Другим напрямком технологічних досліджень є створення оптимальної технології складання активного елементу з демпфером і виготовлення п'єзокерамічні лінійних елементів. Основною вимогою до з'єднання п'єзокерамічного елемента з демпфером є висока суцільність, міцність з'єднання і низька відображає здатність перехідного шару. В результаті аналізу можливих варіантів зчленування деталей показано, що найбільш раціональним виявився спосіб склеювання активного елементу з демпфером епоксидним клеєм про добавкою п'єзокерамічного матеріалу (порошку ЦТС-19). Поляризація клею проводилася при 75-80 ° С протягом 30 год при зусиллі притиснення 2-3 кг / см².

Проведені експериментальні дослідження показали, що найбільш технологічним способом отримання п'єзокерамічних смужкових елементів є метод розрізання монолітного п'єзокерамічного елемента, наклеєного на демпфер. Оптимальною величиною з точки зору акустичних характеристик і з точки зору технологічності і можливості промислової реалізації активного елемент: є елемент лірикою 0,35 мм відстань між елементами 0,06-0,1 мм.

Проблемним питанням виготовлення багатоелементного перетворювача є також електромонтаж смужкових п'єзоелементів. Було розглянуто декілька варіантів.

У першому варіанті до п'єзокерамічним монолітному елементу підпоюють мідна цільна плата - фольга шириною 5-6 мм, після порізки п'єзоелемента на смужкові елементи, фольга через трійку елементів віддалялася. Цей спосіб дуже трудомісткий і не забезпечує якісної електроізоляції між сусідніми трійками елементів.

Проведені експериментальні дослідження показали, що найбільш технологічним способом отримання п'єзокерамічних смужкових елементів є метод розрізання монолітного п'єзокерамічного елемента, наклеєного на демпфер. Оптимальною величиною з точки зору акустичних характеристик і з точки зору технологічності і можливості промислової реалізації активного елементу: є елемент лірикою 0,35 мм відстань між елементами 0,06-0,1 мм.

Найбільш раціональним є спосіб електромонтажу з використанням гнучкого шлейфа плати. Плата приклеюється до демпфера, а шлейф припаюється до п'єзокерамічних елементів таким чином, щоб після розрізання п'єзоелемента на смужкові елементи кожна смужка шлейфу перетягувала трійку смужкових п'єзоелементів. Для якісного виконання цих двох операцій плата з гнучким шлейфом повинна бути виконана з високою точністю ($\pm 0,01$), з такою ж точністю повинна бути виконана порізка п'єзокерамічного елемента.

Третій варіант електромонтажу полягає в електроосажденні щілини на контактні доріжки плати і п'єзоелементи після їх порізки. Використання цього методу вимагає розробки способу електроізоляції частини смужкових елементів і пазів між ними еластичними матеріалами. Цей спосіб з даний час знаходиться в стадії відпрацювання.

Для промислового виготовлення датчиків найбільш раціонально використовувати плати з гнучким шлейфом із застосуванням пасти припою на основі ПОС-61 для здійснення електромонтажу.

Експериментально досліджувалося питання підбору матеріалу узгоджувального шару на активну поверхню п'єзодатчику. Досліджувався поліуретановий компаунд ПУ-ЗК, епоксидний 30-317 і кремнійорганічний «Еластосил». Компаунди ПУ-ЗК і 30-317 утворюють герметичний еластичний узгоджувальний шар в заливальній формі. Полімеризація їх здійснюється при температурі 65-70 °C протягом 30-35 годин. Найбільш технологічним є кремнійорганічний герметик «Еластосил». Він наноситься на поверхню датчика шпателем і вулканізується при кімнатній температурі протягом доби. Суттєвою різницею в акустичних параметрах датчиків, покритих перерахованими матеріалами не помічено. Важливо забезпечити технологічним шляхом суцільність і рівномірність узгоджувального шару, Це досягається в даному випадку досконалістю технологічної оснастки.

З метою забезпечення екранування датчика від зовнішніх-полів внутрішню поверхню зовнішнього корпусу необхідно металізувати міддю. Це можливо здійснити методом напилення або гальванічним шляхом.

З вищевикладеного можна зробити висновок, що розроблена конструкція п'єзокерамічного багатoeлементного датчика може бути реалізована при відповідній організації виробничих ділянок і оснащення їх необхідним технологічним обладнанням.

Висновки до розділу

Узагальнюючи проведені дослідження в частині створення конструкції багатoeлементного УЗ датчика були виконані наступні роботи: •

- досліджено шляхи створення багатoeлементних лінійних датчиків УЗ сканування;
- визначені принципи конструювання основних функціональних вузлів датчика, в результаті чого запропоновані конструктивно-технологічні рішення як загальної конструктивної схеми, так і окремих елементів його, що дозволяють реалізувати їх при виготовленні і забезпечити пред'являються вимоги.
- Надалі для комплектування приладу ультразвукового типу конкурентоспроможними датчиками необхідне створення власної

експериментальної бази для відпрацювання прогресивних технологічних процесів виготовлення активного елемента, в тому числі виготовлення п'єзоелемента, вузлів електричної комутації.

6. Дослідження з метрологічного забезпечення багатoelementних ультразвукових датчиків

6.1. Загальна характеристика метрологічних параметрів ультразвукових медичних датчиків

Метою даної роботи є проведення досліджень по створенню багатoelementного скануючого ультразвукового перетворювача для медичних діагностувальних приладів.

Перетворювач повинен відповідати наступним вимогам:

- номінальна частота, МГц 3,5
- кількість 'комутуваних каналів, шт. 72
- повздовжня роздільна здатність не гірше, мм 3.

Зазначених параметрів явно не достатньо для забезпечення якісних експлуатаційних характеристик перетворювача і, отже, приладу в цілому. У той же час спеціальної нормативно технічною документацією по медичній техніці основні параметри і характеристики багатoelementних скануючих перетворювачів не регламентуються. Можна вказати лише ОСТ 25.1-002-86 "Прилади медичні ультразвукові діагностичні ехо-імпульсні одномірні. Загальні технічні вимоги. Методу випробувань де встановлені технічні вимоги до приладів з перетворювачами, з яких можна отримати додаткові вимоги безпосередньо до перетворювачів, а також ГОСТ 26831-86 "прилади медичні ультразвукові діагностичні ехо-імпульсні, скануючі. Загальні технічні вимоги. Методи випробувань ".

З урахуванням технічних вимог зазначених стандартів, а також ГОСТ 26266-90 "Неразрушающий контроль. Преобразователи ультразвуковые. Общие технические требования" доцільно сформулювати такі основні параметри і характеристики багатoelementних скануючих перетворювачів для одного каналу [16].

Акустичні параметри:

- Коефіцієнт перетворення K_{vv}
- Амплітудно-частотна характеристика(АЧХ) $K_{vv}(\omega)$
- Частота резонансу(максимум перетворення), Гц f_p
- Полоса пропускання, Гц Δf
- Добротність Q
- Характеристика направленості в двох взаємоперпендикулярних площинах, градуси θ_1, θ_2

- Чутливість в режимі випромінювання, Па/В T
- Чутливість в режимі прийому, мкВ /Па M
- Опір випромінювання перетворювача, Ом R_p
- Повздовжня роздільна здатність ,мм α_i
- Рівень шумів $A_{\Delta\tau}$

Електрофізичні параметри:

- Амплітудно-частотна характеристика(АЧХ) $K_e(\omega)$
- Частота резонансу, Гц f_{pe}
- Електрична ємність, пФ C_e
- Тангенс кута діелектричних втрат $tg\delta$
- Опір постійного струму, Ом R_n

Основні параметри і характеристики багатоелементного скануючого перетворювача у складі приладу:

- Повздовжня роздільна здатність, мм α
- Поперечна роздільна здатність, мм β
- Верхня границя діапазону вимірювань лінійних розмірів, мм L
- Мертва зона, мм l
- Фокусна відстань, мм F
- Протяжність фокальної зони, мм x

- Рівень бокових пелюсток, дБ N_{θ}
- Динамічний діапазон прийнятих сигналів, дБ D

Пояснення параметрів і характеристик відповідно до ГОСТ 26266-90.

6.2. Методика вимірювань резонансної частоти , акустичної добротності чутливості в режимах випромінювання та прийому багатoeлементного ультразвукового перетворювача

1. Призначення

Ця методика встановлює порядок та умови проведення вимірювань коефіцієнта подвійного перетворення (режим випромінювання-приймання), резонансної частоти , акустичної добротності, чутливості в режимах випромінювання та прийому багатoeлементного перетворювача.

2. Загальні положення

2.1. Об'єкт вимірювань представляє собою макет ультразвукового приймально-передавального багатoeлементного скануючого перетворювача, який містить 72 канали. Кожен канал складається з трьох смужкових п'єзоелементів , які не пов'язані між собою акустично та з'єднані паралельно електрично. Резонансна частота 3,5 МГц з відхиленням від номінального значення не більш ніж на $\pm 5\%$.

2.2. Вимірювання проводяться на лабораторному стенді при нормальних умовах: температура навколишнього середовища $(20 \pm 5)^\circ\text{C}$; атмосферний тиск 760 ± 76 мм рт.ст.; вологість $(80 \pm 15)\%$.

2.3. Вимірювальні прилади , які входять до складу стенду повинні бути повірені метрологічною службою , мати інвентарний номер зі вказаними датами перевірки.

3. Склад лабораторного стенду

3.1. До складу лабораторного стенду (рис.6.1) входять :

1. Генератор імпульсів Г5-15;
2. Модулятор ВС-1;
3. Генератор сигналів ГЗ-112;
4. Частотомір ЧЗ-54;

5. Імерсійна ванна з координатним пристроєм;
6. Плоский відбивач.
7. Широкосмуговий підсилювач;
8. Двопроменевий осцилограф С1-93.

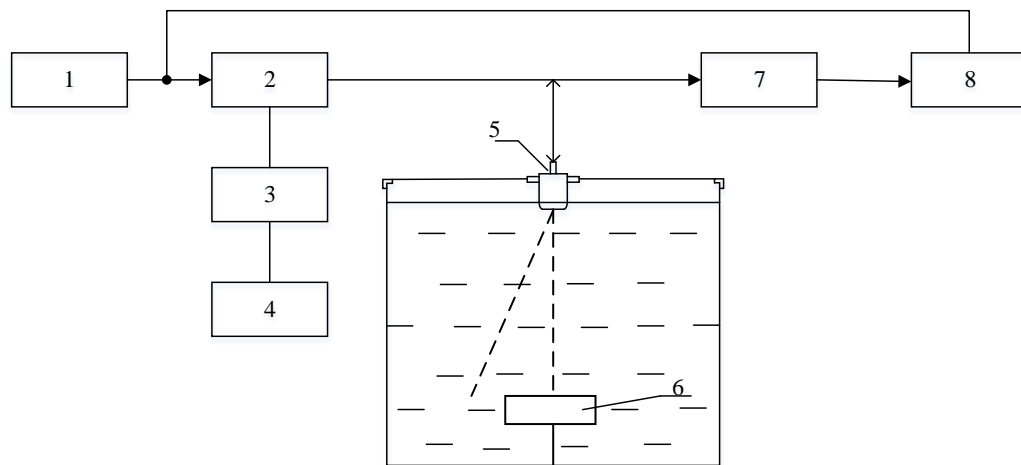


Рис.6.1. Лабораторний стенд для вимірювання резонансної частоти , акустичної добротності, чутливості в режимах випромінювання та прийому багатoeлементного перетворювача

Генератор І (Г5-І5) виконує функції синхронізатора і керує роботою модулятора ВС-1 і осцилографа СІ-93.

Модулятор 2 (ВС-1) "вирізає" з безперервного синусоїдального сигналу, що надходить на його вхід, радіоімпульс необхідної тривалості від 1,5 мкс і більше, який збуджує в досліджуваному перетворювачі пружні коливання. Амплітуда радіоімпульсу встановлюється 2 до 5 В.

Генератор сигналів 3 (ГЗ-П2) призначений для формування неперериваного синусоїдального сигналу, що подається на модулятор та робочому діапазоні частот досліджуваного перетворювача від 2 до 5 МГц.

Частотомір 4 (43-54) служить для вимірювання резонансної частоти смуги пропускання перетворювача в діапазоні частот від 2 до 5 МГц з похибкою не більше 0,1%.

Імерсійна ванна з координатним пристроєм 5, заповнена дистильованою водою служить для точної орієнтації досліджуваного перетворювача по відношенню до плоского відбивача 6 та забезпечує отримання максимальної амплітуди відбитого від площини відбивача сигналу ,і представляє собою

пластину з латуні або нержавіючої сталі розміром не менше 100x150x20 мм. Не плоскість робочих поверхонь більше 0,02 мм, шорсткість робочих поверхонь $R_n \leq 0,63 \text{ мкм}$.

Широкопasmовий підсилювач 7 повинен забезпечити приймання ехоімпульсів в діапазоні частот від 2 до 5 МГц, мати чутливість не гірше ніж 2 мВ, на вхідний опір не менше ніж $20Z_{ne}(\omega)$, регулювання підсилення не менше ніж 60 дБ з похибкою не більше 0,5 дБ. Широкопasmовий підсилювач повинен бути стійким до перенавантажень сигналами зондуєчих імпульсів, які збуджуються досліджуєваним перетворюєвачем.

Осцилограф 8 призначений для спостереження форми та вимірюєвання амплітуд випромінюєчого та прийнятого сигналів. Смуга робочих частот його по каналам вертикального відхилення повинна бути не менше ніж 10 МГц.

4. Вимірюєвання резонансної частоти f_p та акустичної добротності Q_a .

4.1. Досліджуєваний перетворюєвач закріплюють в координатному пристрої імєрсійної ванни та встановлюють так, щоб його робоча поверхня була опущена у воду на глибину 1-2 мм та знаходилась на відстані 50 ± 2 мм від поверхні плоского відбивача.

4.2. Оперуючи органами управління координатного пристрою та закріпленням у ньому перетворюєвачем, зафіксувати його положення, коли сигнал, відбитий від плоского відбивача, має найбільшу амплітуду.

Змінюючи несучу частоту генератору ГЗ-112 в околі номінального значення робочої частоти перетворюєвача, настроїти на максимальну амплітуду відбитого сигналу. За допомогою частотоміра зафіксувати значення резонансної частоти f_p .

4.3. В зоні робочого діапазону встановлюють n -рієзних частот заповнення радіоімпульсу, тривалість котрого повинна бути такою, щоб ехоімпульс в середній частині не менше ніж два періоди встановлєних синусоїдальних коливань, при цьому амплітуда ν_n^i на всіх частотах встановлюється постійною

4.4 За допомогою осцилографа вимірюють значення ν_n^i та ν_n^i на частотах

f^i .

4.5 Ширину полоси пропускання Δf_{vv} визначають за формулою

$$\Delta f = f_s - f_n$$

Де f_n, f_s - верхня та нижня межі інтервалу частот в МГц , включаючи резонансну частоту , на котрих функція приймає значення 0,5 від максимальної амплітуди.

4.6. Акустичну добротність визначають за формулою

$$Q_a = \frac{f_p}{\Delta f_{vv}}$$

4.3 Вимірювання чутливості перетворювача в режимах випромінювання та прийому

4.3.1. Вимірювання чутливості проводять методом самовзаємності на лабораторному стенді (рис.6.1.) , при цьому послідовно з досліджуваним перетворювачем підключають резистор опору $R_\delta \leq z_{ne}^p / 10$.

4.3.2. Встановити тривалість збуджуючого радіоімпульсу такою, щоб в ній вмістилось не менше ніж 5-6 періодів резонансної частоти.

4.3.3. Довжина між перетворювачем та плоским відбивачем r повинна бути такою, щоб можна було розділити випромінюючий та приймальний сигнали. Цю умову можливо визначити з нерівності :

$$r \geq \frac{\tau c}{2},$$

Де τ тривалість імпульсу;

c - швидкість звуку в дистильованій воді при відповідній температурі навколишнього середовища.

4.3.4. Налаштовуються на резонансну частоту перетворювача по максимальній амплітуді відбитого від плоского відбивача сигналу. Амплітуда збуджуючого радіоімпульсі (розмах) встановлюють по екрану осцилографа $v_n = 2$ В, фіксують падіння напруги v_δ . На баластному опорі R_δ та амплітуда (розмах) відбитого та прийнятого досліджуваним перетворювачем сигналу v_n .

4.3.5 Чутливість перетворювача в режимі прийому визначають за формулою

$$M = \sqrt{\frac{v_n}{v_\delta} R_\delta H},$$

Де H - коефіцієнт взаємності, який знаходиться за формулою $H = \frac{2S}{\rho c}$,

Тут S - активна площа досліджуваного перетворювача;

ρc - щільність та швидкість розповсюдження ультразвукових хвиль в дистильованій воді.

Для перетворювача, який складається з трьох смужкових елементів розміром 14x0,35 мм коефіцієнт взаємності має наступне значення:

$$H = \frac{2 \cdot 3 \cdot 14 \cdot 0,35 \cdot 10^{-6}}{1,54 \cdot 10^6} = 19 \cdot 10^{-2} \frac{m^2 \cdot c}{кг}$$

Тоді чутливість в режимі прийому при $R_\delta = 130 \Omega$ буде рівною:

$$M = \sqrt{\frac{v_n}{v_\delta} \cdot 13 \cdot 19 \cdot 10^{-2}} = 15,7 \sqrt{\frac{v_n}{v_\delta} \frac{мкВ}{H / м^2}}$$

4.3.6. Чутливість перетворювача в режимі випромінювання визначається за формулою :

$$T = \frac{M}{H} = 0,83 \cdot 10^6 \sqrt{\frac{v_n}{v_\delta} \frac{Па}{А}}$$

4.3.7. Вимірювання чутливості в режимі прийому проводиться методом самовзаємності на установці, блок-схема якої наведена на рис.1., при цьому послідовно с контролюючою елементарною чарункою (ЕЧ) підключено опір $R_\delta = 130 \Omega$

$$(R_\delta \leq z_{ne} / 7 - 10)$$

Налаштовується на резонансну частоту по максимальній амплітуді відбитого сигналу.

Амплітуда збуджуючого радіо-імпульсу (розмах) встановлюють по екрану осцилографа $v_z = 2B$, при цьому фіксують падіння напруги на баластному опорі v_δ та амплітуду (розмах) відбитого сигналу v_n .

Чутливість перетворювача в режимі приймання визначають за формулою :

$$M = \sqrt{\frac{v_n}{v_\delta}} R_\delta H$$

Де H - коефіцієнт взаємності , який знаходиться за формулою $H = \frac{2S}{\rho c}$,

Тут S - активна площа досліджуваного перетворювача;

ρc - щільність та швидкість розповсюдження ультразвукових хвиль в дистильованій воді.

6.3. Методика вимірювання роздільної здатності багатoeлементного ультразвукового перетворювача

1. Призначення

Дана методика визначає порядок та умови проведення визначення повздовжньої роздільної здатності багатoeлементного перетворювача.

2. Загальні положення

2.1. Під повздовжньою роздільною здатністю перетворювача розуміють поняття мінімальної відстані між двома відбивачами , розміщеними в напрямленні розповсюдження імпульсу ультразвукових коливань , при якій ехо-сигнал від відбивачів , які приймаються досліджуванним перетворювачем, спостерігаються на екрані електронного осцилографу (або спеціалізованого пристрою) роздільно.

2.2. Вимоги вважаються виконаними , якщо амплітуда сигналу в щілині між двома відбивачами імпульсу не перевищує 0,7 амплітуди меншого з двох імпульсів.

2.3. Значення повздовжньої роздільної здатності повинно бути обрано з ряду номінальних значень $0,05 P$, де $P=1,2,3,\dots,200$.

2.4. Значення повздовжньої роздільної здатності перетворювача повинно бути не гірше

$$\alpha_H = \frac{4c_H}{f} \cdot 10^{-3} ,$$

де f - номінальне значення частоти перетворювача в МГц;

c_H - швидкість розповсюдження ультразвукових коливань ($c_H = 1540 \text{ м}$)

При використанні в акустичній камері в якості середовища для розповсюдження ультразвуку дистильовану воду, яка має швидкість розповсюдження при температурі 20 °С рівну 1482 м/с, роздільна здатність повинна бути не гірше.

$$\alpha_H = \frac{4c_s}{f} \cdot 10^{-3}$$

Що для номінальної частоти 3,5 МГц, відповідно 1,7 мм.

2.5. Вимірювання повздовжньої роздільної здатності повинно проводитись для кожного каналу окремо і для перетворювача в цілому.

2.6. Вимірювання повинні проводитися при температурі оточуючого середовища (20±5)°С, при цьому похибка визначення роздільної здатності за рахунок змінення швидкості розповсюдження ультразвукових хвиль в дистильованій воді не повинна перевищувати ±1%.

2.7. В якості відбивачів використовують дротові відбивачі, які представляють собою два відрізки мідного дроту діаметром 0,12 мм, які натягнуті між боковими стінками і відстань між якими повинна бути не менш ніж 150 мм.

3. Склад вимірювального станду

До складу вимірювального станду входять наступні вимірювальні прилади (рис. 6.2.):

1. Генератор імпульсів Г5-15;
2. Ультразвуковий дефектоскоп ДУК-66;
3. Осцилограф С1-65;
4. Імерсійна ванна з дистильованою водою, габаритними розмірами не менше ніж 160x160x200 мм;
5. Координатний пристрій з досліджуванним перетворювачем;
6. Юстувальний столик;
7. Еталонний відбивач.

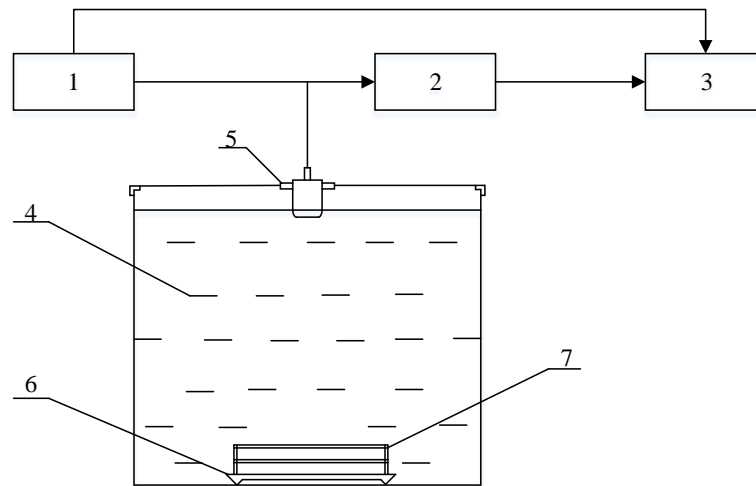


Рис.6.2 Функціональна схема вимірювального станду

Генератор імпульсів 1 забезпечує збудження коливань досліджуваного перетворювача на резонансній частоті коротким відео-імпульсом тривалістю 0,1-0,2 мкс, амплітудою 100-120 В.

Ультразвуковий дефектоскоп 2 забезпечує підсилення відбитих від еталонного відбивача ультразвукових імпульсів до амплітуди, що є необхідною для спостереження їх на екрані осцилографа і захисту його від перенавантаження від зондуючого сигналу.

Осцилограф 3 слугує для визначення амплітуди відбитих ехо-сигналів і визначення часового інтервалу між ними.

Імерсійна ванна 4, габаритні розміри якої не менше ніж 160x160x200 мм наповнюється дистильованою водою. Ванна слугує звукопроводом з нормованим значенням швидкості розповсюдження ультразвуку.

Координатний пристрій 5 призначений для регулювання положення досліджуваного перетворювача і встановлення його в положення, котре забезпечує приймання ехосигналу, що відбився від еталонного відбивачі з максимальною амплітудою.

Юстувальний столик 6 служить для установки еталонного відбивача в горизонтальній площині.

Еталонний відбивач 7 призначений для визначення роздільної здатності перетворювача у вертикальному та горизонтальному площинах.

4.Проведення вимірювань.

4.1. Вимірювальні прилади з'єднати по схемі представлений на рис.6.2.

4.2. Багатоеlementний перетворювач закріпити в тримачі координатного пристрою та встановити його так ,щоб його робоча поверхня була опущена у воду на глибину 1-2 мм та знаходилася від юстованого столику на відстані 110-120 мм.

4.3. На генераторі встановити амплітуду відео-імпульсу 100-120 В, а тривалість 0,1-0,2 мкс.

4.4. Змінюючи положення перетворювача в необхідних рамках відносно координатних вісей ,закріпити його в положення , при якому амплітуда сигналу відбитого від поверхні юстувального столику ,котрий виставлений заздалегідь горизонтально, являється максимальною.

4.5.Перемістити перетворювач за допомогою координатного пристрою в горизонтальній площині так, щоб отримати максимальну амплітуду сигналу відбитого від двох дрових відбивачів діаметром 0,12мм ,котрі знаходяться на відстані між їх центрами -1,7 мм та розташовані на юстувальному столику.

4.6.Атенюатор дефектоскопа встановити в положення ,при якому ехо-сигнал від дрових відбивачів спостерігається не спотвореним на екрані осцилографа .

4.7.Повздовжня роздільна здатність каналу вважається задовільною ,якщо мінімальне значення амплітуди між двома максимами складає не більше 0,7 амплітуди меншого ехосигналу.

4.8.Аналогічні вимірювання проводити для всіх каналів перетворювача.

4.9. Результати вимірювань зафіксувати.

6.4. Результати експериментальних досліджень

Згідно методики описаної в пункті 6.2 та 6.3. було проведено експериментальні дослідження результати яких наведено в Таблиця №6.1 .

Таблица №6.1

№№ ПП	f , МГц	Q_a	М, мкВ/ Па	№ № ПП	f , МГц	Q_a	М, мкВ/ Па	№ № ПП	f , МГц	Q_a	М, мкВ/ Па
A1	3,65	1.3	4,35	B1	3,6	1.286	5,25	C1	3,65	1.3	4,9

A2	3,45	1.232	4,95	B2	3,6	1.286	5,45	C2	3,55	1.268	5,4
A3	3,6	1.286	5,0	B3	3,55	1.268	5,4	C3	3,6	1.286	5,35
A4	3,6	1.286	5,35	B4	3,5	1.25	5,45	C4	3,6	1.286	5,45
A5	3,6	1.286	5,4	B5	3,6	1.286	5,35	C5	3,6	1.286	5,4
A6	3,55	1.268	5,45	B6	3,6	1.286	5,2	C6	3,65	1.3	5,25
A7	-		-	B7	-		-	C7	-		-
A8	3,6	1.286	5,3	B8	3,65	1.3	5,4	C8	3,6	1.286	5,35
A9	3,6	1.286	5,35	B9	3,65	1.3	5,4	C9	3,55	1.268	5,45
A10	3,6	1.286	5,4	B10	3,55	1.268	5,45	C10	3,65	1.3	5,4
A11	3,5	1.25	5,35	B11	3,55	1.268	5,45	C11	3,55	1.268	5,4
A12	3,65	1.3	4,8	B12	3,65	1.3	4,9	C12	3,6	1.286	4,9
A13	3,6	1.286	5,4	B13	3,55	1.268	5,3	C13	3,6	1.286	5,1
A14	-		-	B14	-		-	C14	-		-
A15	3,65	1.3	5,25	B15	3,6	1.286	4,9	C15	3,55	1.268	5,45
A16	3,65	1.3	5,3	B16	3,6	1.286	5,25	C16	3,55	1.268	5,45
A17	3,65	1.3	5,3	B17	3,6	1.286	5,2	C17	3,55	1.268	5,35
A18	3,65	1.3	5,35	B18	3,55	1.268	5,35	C18	3,55	1.268	5,3
A19	3,6	1.286	5,4	B19	3,6	1.286	5,25	C19	3,55	1.268	5,4
A20	3,6	1.286	5,0	B20	3,6	1.286	5,3	C20	3,7	1.321	5,1
A21	-		-	B21	-		-	C21	-		-
A22	3,65	1.3	5,25	B22	3,65	1.3	5,4	C22	3,55	1.268	5,35
A23	3,55	1.268	5,35	B23	3,65	1.3	5,35	C23	3,65	1.3	5,35
A24	3,55	1.268	5,3	B24	3,55	1.268	5,4	C24	3,5	1.25	5,15
A25	3,55	1.268	5,35	B25	3,65	1.3	5,4	C25	3,55	1.268	5,25
A26	3,55	1.268	5,3	B26	3,55	1.268	5,35	C26	3,65	1.3	5,3
A27	3,55	1.268	5,4	B27	3,75	1.34	4,8	C27	3,55	1.268	5,25
A28	-		-	B28	-		-	C28	-		-
Повздовжня роздільна здатність							1,6 мм				

6.5. Оцінка похибок вимірювання

Досліджувана ультразвукова приймально-передавальна фокусуюча лінійна еквідистантна антена повинна характеризуватися у відповідності до ГОСТ 26831-86 наступними основними параметрами.

1. Роздільна здатність (вона може бути визначена повздовжньою та поперечною роздільною здатностями), номінальне значення котрих слід вибирати з наступного ряду :

0,25;0,5;0,75;1;1,25;1,5;1,75;2;2,25;2,5;2,75;3;4;5;6;7;8;10;12;14;16;18;20 мм.

Граничні значення повздовжньої та поперечної роздільної здатності приладу в середині області ультразвукового пристрою повинна бути не гірше:

$$\Delta_1 = \frac{4c}{f} 10^{-3},$$

$$\Delta_2 = \frac{8c}{f} 10^{-3}$$

де Δ_1, Δ_2 граничні значення повздовжньої та поперечної роздільних здатностей, відповідно в мм;

c - швидкість , що калібрує розгортку приладу, м/с;

f -номінальне значення частоти ультразвукового перетворювача , МГц.

2. Динамічний діапазон приймаючих сигналів повинен бути не менше ніж 70 дБ.

3. Номінальне значення частот ультразвукового перетворювача повинна вибиратися з наступного ряду значень $0,5 \cdot k$ Мц, де $k=1,2,\dots,30$. Відхилення частоти перетворювача від номінального значення не повинно бути більше ніж $\pm 20\%$.

4. Область звукового зондування визначається глибиною ультразвукового сканування - не менше ніж 180 мм, протяжністю мертвої зони – не більше 20 мм і протяжністю зони ультразвукового сканування- не менше ніж 90 мм.

Методи. випробувань ультразвукових приймально-випромінюючих фокусуючих лінійних еквідистантних антен на предмет відповідності їх основних параметрів необхідних відповідно до ГОСТ 2 831-86.

До метрологічних характеристик відповідно до ГОСТ 8.009-84 можуть бути віднесені:

- характеристики похибок засобів вимірювань:
- функція перетворення вимірювального перетворювача (в залежності від досліджуваного методу і мети вимірювань таким перетворювач може виступати сама досліджувана антена).

Найбільш загальним підходом при оцінці похибок на будь-якій установці є урахування систематичної складової θ_0 , яка включає в себе похибку методу та похибку вимірювальних приладів , а також середньоквадратичне відхилення результатів вимірів S_0 .

Будемо вважати, що систематична складова похибки установки є сумою систематичних похибок методу та похибок засобів вимірювання.

Випадкова складова похибки вимірювань проявляється у тому, що при проведенні повторних вимірів в однакових умовах результати виявляються відмінними один від одного.

Результуючу похибку вимірювань будемо шукати як суму систематичних похибок установки та випадкової складової похибок ряду вимірів.

При цьому будемо використовувати рекомендації та правила описані в [17]

Так, остаточний результат вимірів завзичай має випадкову складову. Оцінку цих похибок доцільно проводити зважаючи на нормальний закон розподілу результатів спостережень. Для ряду вимірів n середнє арифметичне значення результатів представимо у вигляді:

$$\bar{\gamma} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \gamma_i, i=1, 2, \dots, n$$

де γ_i – сукупність спостережень значень випадкової величини.

Незміщенна оцінка для середньоквадратичного відхилення визначимо, як:

$$S_1 = M_k S_n, \\ S_n = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\gamma_i - \bar{\gamma})^2}$$

де M_k – табличний коефіцієнт, який залежить від кількості спостережень.

Довірчий інтервал випадкової похибки для заданої довірчої вірогідності P (у нашому випадку $P=0,95$) визначається за формулою:

$$\sigma_{np} = t_{np} \frac{S_1}{\sqrt{n}} \quad (\sigma = \frac{S_1}{\sqrt{n}} \text{ при } P = 0,68)$$

Де t_{np} – коефіцієнт Стюдента для заданої вірогідності P та числа вимірів n .

Відносна випадкова похибка

$$\psi_{np} = \frac{\sigma_{np}}{\bar{\gamma}} 100\%$$

Систематична похибка θ_0 , як вказувалось раніше, представляє собою інструментальну похибку вимірювальної установки та систематичну складову результатів вимірів. Вважаючи, що основний внесок вносить похибка

вимірювальних пристроїв, оцінку систематичної похибки приладів для описаних нижче методів можливо виразити ,як

$$\theta_0 = \theta_n = \frac{1}{2} \sqrt{\sum_n \theta_k^2}, k = 1, 2, \dots k$$

k -кількість приладів, що реалізують алгоритм вимірювань.

Оцінку систематичної складової похибки при довірчій вірогідності $P=0,95$ можна виразити ,як

$$\theta_n = k_p \theta_n$$

де k_p -коефіцієнт ,який залежить від P та кількості даданків та виразів для

$$\theta_n (\geq 5), (k_p = 1,73)$$

Вважаючи ,що θ_0 та ψ_{np} випадкові величини , застосовуємо до них модель ймовірностей та статистично-ймовірний метод сумування з випадковою складової похибки отримуємо сумарну довірчу похибку у вигляді

$$\delta_p = \sqrt{\theta_0^2 + \psi_{np}^2}$$

Де θ_0 – сумарна систематична похибка з довірчою вірогідністю P

ψ_{np} -випадкова складова похибки з довірчою вірогідністю P .

Провівши аналіз отриманих результатів експериментальних досліджень (Таблиця №6.1.) та врахувавши сумарну похибку багатoeлементний ультразвуковий датчик має наступні параметри , котрі задовільняють вище вказані вимоги.

1. Резонансна частота ,МГц $3,1 \pm 0,12$
2. Чутливість каналу в режимі прийому, МКЕ / Пе $5,25 \pm 0,2$
3. Чутливість каналу в режимі випромінювання, Па / В 250 ± 30
4. Добротність каналу $2,8 \pm 0,3$
5. Поздовжня роздільна здатність, мм $1,6$

Висновки за розділом

В даному розділі розглянуті стенди для експериментального дослідження деяких характеристик багатoeлементних ультразвукових датчиків, наведено

послідовність проведення експериментальних досліджень та відповідно отримані результати. .

Відповідно до отриманих результатів при використанні описаних у розділі методик можливо оцінити параметри ультразвукових приймально- передаючих лінійних фокусуючих антен при використанні нестандартних засобів досліджень та засобів вимірювань загального застосування в складі експериментальної вимірювальної установки.

7. Стартап -проект

Стартап як форма малого ризикового (венчурного) підприємництва впродовж останнього десятиліття набула широкого розповсюдження у світі через зниження бар'єрів входу в ринок (із появою Інтернету як інструменту комунікацій та збуту стало простіше знаходити споживачів та інвесторів, займатись пошуком ресурсів, перетинати кордони між ринками різних країн), і вважається однією із наріжних складових інноваційної економіки, оскільки за рахунок мобільності, гнучкості та великої кількості стартап-проектів загальна маса інноваційних ідей зростає [18].

7.1. Опис ідеї стартап-проекту

Люди кожен день стикаються з таким банальним явищем , як травма чи забій ,які можуть символізувати свої негативні наслідки не один день . Маленькі діти ,вагітні та люди похилого віку більш схильні до виникнення травм м'язових тканин і тому постає питання безпечної ,а саме головне швидкої діагностики такої проблеми . Тому ультразвукові методи діагностики є провідними у вирішенні цього питання.

Ідея стартапу полягає у впровадженні ультразвукових датчиків для дослідження м'язових структур в медичних приватних та державних закладах , у травматичних відділеннях та на каретах швидкої допомоги. На ринку вже існує безліч ультразвукових приладів різного спрямування , проте перевагою запропонованого є відносна дешевизна при однакових показниках приладу у порівнянні з аналогами . Більш детально переваги наведено в Таблиця №7.1.

Таблиця №7.1

Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Ультразвуковий датчик для дослідження м'язових структур	Визначення патології м'язових тканин різної складності	<ul style="list-style-type: none"> • Мала вартість • Без інвазивності • Висока роздільна здатність • Можливість спостереження в реальному часі
	Прогнозування подальшого розвитку патологій	

Продовження Таблиці № 7.1		
	Виявлення новоутворень – доброякісних а злоякісних	
	Можливість використання в терапевтичному аспекті- адресна доставка ліків	

Серед конкурентів для даного датчику в Україні є тільки одна компанія «СпектрМед» Ураїна.

Таблиця № 7.2

Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/ п	Техніко- економічні характери- стики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтра- льна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	СпектрМед Україна			
1.	Портативність	+	+		+	
2.	Низька вартість	+	-			+
3.	Якість	+	+		+	
4.	Простота в роботі	+	-			+

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

7.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу буде проведено аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару).

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (Таблиця № 7.3):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/додати?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

Таблиця №7.3

Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Ультразвуковий датчик (активний елемент)	Виготовлення окремих смужок розміром 15x0,3x0,35 з наступним утворенням протяжної бази шляхом приклеювання ,залівки та пайки з проміжком 0,06-0,1 мм і наступною індивідуальною розпайкою супровідників.	Наявні	Доступні
2	Ультразвуковий датчик(активний елемент)	Наклеювання на демпфер монолітної пластини , яка поляризована по товщині таким чином , щоб краї п'єзопластини виступали над демпфером для підключення та розрізу на 11 частин.	Наявні	Доступні
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: обрано другий варіант оскільки перший не виконує головну вимогу-забезпечення однорідності електроакустичних характеристик вздовж робочої поверхні. Це обумовлено розкидом параметрів п'єзоелементів , виготовлених окремо ,великою похибкою встановлення та фіксації на базі , складність пайки виводів.				

7.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміку розвитку ринку (Таблиця №7.4).

Таблиця №7.4.

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	2
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	27000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Не має
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Не має
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	20

Рентабельність — поняття, що характеризує економічну ефективність виробництва, за якої за рахунок грошової виручки від реалізації продукції (робіт, послуг) повністю відшкодовує витрати на її виробництво й одержується прибуток як головне джерело розширеного відтворення.

Суть одного із найважливіших методів оцінки економічної ефективності інвестицій полягає у розрахунку їх середньої рентабельності за формулою :

$$R = \frac{P}{l + n} \cdot 100\%$$

де P – прибуток за час експлуатації проекту; l – повна сума інвестиційних витрат; n – час експлуатації проекту.

З даної таблиці можна зробити висновок, що ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням.

Далі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (Таблиця №7.5).

Таблиця №7.5

Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Визначення патологій м'язових структур	Виробництво та фірми які випускають та обслуговують медичні прилади Безпосередні користувачі ультразвукових приладів	При користуванні в спеціалізованих медичних закладах та установах відсутня необхідність наявності інструкції з користування та налаштування, безпосередньо для простих споживачів виникає така потреба .	Низька ціна та портативність приладу для дослідження. А також швидкість вимірювання. Безпечність та без інвазивність

Після визначення потенційних груп клієнтів проведемо аналіз ринкового середовища: складемо таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (Таблиця №7.6-7.7).

Таблиця №7.6

Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Конкуренція	Очікується вихід на ринок в ареал конкурента	Підвищилися бар'єри входу на ринок: Необхідно одержувати ліцензію на виготовлення датчиків.

2	Збут	Великий обсяг аналогічних товарів з розширеними можливостями	На ринку з'явилася нова роздрібна сітка, яка впливає на поведінку вибору даного товару.
---	------	--	---

Таблиця №7.7

Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Виготовлення	Можливість виготовлення на вітчизняних виробництвах ,без залучення закордонних виробників	Підвищення потужності виробництва ,розширення ареалу можливого збуту
2	Збут	Простота використання та мала ціна ,що супроводжується необхідністю в засобах виявлення та контролю мязових структур	Поява великої кількості потенційних покупців

Далі проведемо аналіз пропозиції: визначимо загальні риси конкуренції на ринку (Таблиця№7.8).

Таблиця №7.8

Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції - монополія	1) різноманітність товарів та послуг; 2) важливе значення має не тільки ціна, а й нецінові чинники (умови продажу, можливість товари в кредит, гарантія, реклама	Мати деяке різноманіття товарів, збільшити можливості приладу за рахунок заміни матеріалів ,проводити рекламні кампанії

	і т. д.); 3) легкий вхід та вихід фірми з галузі	
2. За рівнем конкурентної боротьби - світовий	Виробництво оптичних деталей є розповсюдженим у світі явищем, тому оптико-електронна системи для	Розробка якісного і досить дешевого продукту та міжнародна реклама
Продовження Таблиці № 7.8		
	виявлення дефектів при з'єднанні оптичних деталей необхідна у світовому масштабі	
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Використання лише в сферах медицини	Розробка стендів
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Існують різні прилади зарубіжних розробок для виявлення патологій м'язових структур, але вони є багатоканальними та дорогавартісними, а також потребують висококваліфікованих спеціалістів при їх експлуатації та технічному обслуговуванні.	Підвищення якості отриманих зображень за рахунок збільшення робочого діапазону частот.
5. За характером конкурентних переваг - цінова	Головним фактором є виявлення патологій	Підвищення якості
6. За інтенсивністю - не марочна	Роль торгової марки незначна, хоча самі марки можуть бути присутніми на ринку	Реклама продукції

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера) (Таблиця №7.9).

Таблиця №7.9 –

Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	Ультразвукові лінійні датчики з робочою частотою 3,5 МГц	Спектрометр Україна	Росія	Медичні заклади та установи	Ультразвукові датчиків закордонних виробників
Продовження Таблиці № 7.9					
Висновки :	Немає високої конкуренції, адже це не державні установи і вони єдині представники вітчизняного виробництва даного продукту	- є можливість і входу в ринок - є потенційні зарубіжні конкуренти	Впливають на ціну продукту	Так, клієнтам необхідний якісний та швидкодійний продукт	Відсутні

На основі аналізу конкуренції, проведеного в (Таблиця№7.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (Таблиця№7.2), вимог споживачів до товару (Таблиця№7.5) та факторів маркетингового середовища (Таблиця№7.6-7.7) визначено та обґрунтовано перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлено за Таблиця№7.10

Таблиця №7.10 –

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Простота у використанні	Не потребує особливих технічних навичок під час експлуатації та технічного обслуговування

2	Низька ціна	Через використання не дорогих складових вартість такого датчику є незначною порівняно з професійними виробниками ультразвукової та медичної апаратури
---	-------------	---

За визначеними факторами конкурентоспроможності (Таблиця №7.10) проведемо аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (Таблиця №7.11).

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (Таблиця №7.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (Таблиця №7.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

Таблиця №7.11

Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін ультразвукового датчику

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Простота у використанні	10					+		
2	Низька ціна	18			+				

Таблиця №7.12

SWOT – аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: якість і низька вартість	Слабкі сторони: портативність і дешеві складові
Можливості: швидкий вихід на ринок дешевого і якісного ультразвукового датчику	Загрози: особливості роботи на значних глибинах (роздільна здатність приладу всього 1,6 мм)

На основі SWOT-аналізу можна визначити альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та

орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. Таблиця №7.9, аналіз потенційних конкурентів).

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (Таблиця №7.13).

Таблиця №7.13

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Підвищення портативності	Необхідна розробка легкої і переносної конструкції	3 тижня
2	Підвищення ефективності	Зміна характеристик датчику за рахунок комбінації різних матеріалів для виготовлення активного елемента	6 тижнів

Обрано другу альтернативу – оскільки в загальному випадку це призведе до більшого попиту та підвищення конкурентоспроможності товару.

7.4. Розробка ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (Таблиця № 7.14).

Таблиця №7.14

Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Фірми які займаються виробництвом медичних приладів	Так, якщо це буде досить швидкий та якісний продукт	Високий	Середня	Середня
2	Люди, які безпосередньо використовують	Так, якщо це буде досить	Середній	Середня	Середня

		дешевий продукт			
Продовження Таблиці 7.14					
	ультразвукові прилади у власних потребах				
Які цільові групи обрано: обрано дві цільові групи, адже даний продукт буде доступний і досить якісний.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів (сегментів) обираємо цільові групи, де пропонується наш товар, та визначаємо стратегію охоплення ринку:

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку (Таблиця №7.15).

Таблиця №7.15

Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
	Підвищення ефективності	Весь ринок за рахунок низької вартості та якості датчику	Якість та ціна	Стратегія лідерства

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (Таблиця №7.16).

Таблиця №7.16

Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару	Стратегія конкурентної поведінки*

		існуючих у конкурентів?	конкурента, і які?	
Продовження Таблиці № 7.16				
	Ні	Буде шукати нових та можливо забирати у конкурентів	Ні, адже в нас є свій дизайн продукту	За рахунок великих можливостей по об'ємах збуту товарів і продуктивності підприємство зможе добитися менших витрат

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. Таблиця №7.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (Таблиця №7.14) та стратегії конкурентної поведінки (Таблиця №7.16) розробляється стратегія позиціонування (Таблиця №7.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця №7.17

Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту
	Якість та низька ціна	Стратегія лідерства	Якість та ціна

Результатом виконання підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначає напрями роботи стартап-компанії на ринку.

7.5. Розробка маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у Таблиця №7.18 підсумуємо результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця №7.18

Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Якість	Чітке виявлення патології, можливість виявлення в реальному часі	Підвищення роздільної здатності та чутливості за рахунок зменшення впливу шумів
2	Низька ціна	Дешевий ультразвуковий датчик	Використання вітчизняних виробників матеріалів для виготовлення готового продукту

Далі розробимо трьохрівневу маркетингову модель товару: уточняється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (Таблиця №7.19).

Таблиця №7.19

Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Компактний стенд ОЕС з застосуванням камери на базі матриці CMOS		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Електрична ємність каналу, 2. Тангенс кута діелектричних втрат 3. Чутливість каналу в режимі прийому 4. Чутливість каналу в режимі випромінювання 5. Добротність каналу 6. Поздовжня роздільна здатність, мм	520 ± 30 пФ 0,04 5,25 ± 0,2 МКЕ / Па 250 ± 30 Па / В 2,8 ± 0,3 1,6 мм	
	Якість: ГОСТ 26831-86		
	Пакування : коробка		

	Марка: ФЕЛ+ УЗ-3,5
Продовження Таблиці № 7.19	
III. Товар із підкріпленням	До продажу
	Після продажу
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: Патентування товару та сертифікація	

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субституту, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (Таблиця №7.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця №7.20

Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	17 000 грн	120 000 грн	7000 грн	17000 грн – 120 000 грн

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення (Таблиця №7.21):

- проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
- вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
- вибір та обґрунтування виду посередників.

Таблиця № 7.21

Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
	Якість роботи датчику	Доставка	Україна та сусідні країни	Реклама в інтернеті

Останньою складової маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (Таблиця №7.22).

Таблиця №7.22 –
Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Необхідний якісний та дешевий продукт	Інтернет, телебачення	Якість та ціна	Наголосити на низькій вартості та високій якості виявлення патологій	Ми пропонуємо якість за низькою ціною

Результатом є ринкова (маркетингова) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

Висновки до розділу

На ринку України немає прямих комерційних конкурентів, лише не державна установа ,яка є тільки постачальником товарів російського виробництва . А попит на такі датчики зростає через популярність в наш час здорового способу життя, збільшення кількості різноманітних спортивних секцій

де не рідко трапляються травми тих чи інших видів м'яз .Тому розробка ультразвукового датчику є перспективною та рентабельною справою, адже собівартість продукції є досить низькою через використання дешевих складових.

Серед потенційних клієнтів є як медичні заклади та установи так і безпосередні користувачі, тому попит на використання ультразвукових датчиків для виявлення патологій в м'язових структурах буде зростати.

Загальні Висновки

В ході виконання даної роботи в частині багатoeлементних ультразвукових датчиків для медичних приладів були проведені наступні роботи і дослідження.

1. Проведено пошук і аналітичний огляд вітчизняної та зарубіжної науково-технічної інформації за медичними ультразвуковим голівках. Вивчено документація і діючі зразки ультразвукових датчиків зарубіжних фірм - "Алока", "Тошиба" (Японія), "Дженерал Електрик" (США), "Сіменс" (Німеччина), "Брюль і К'єр" (Данія) і ін. Вивчено вітчизняний досвід розробки ультразвукових перетворювачів для медичних приладів.

2. Розроблено методики розрахунку основних електрофізичних і акустичних параметрів ультразвукових головок і її конструктивних вузлів, включаючи розрахунок і вибір активного елемента, розрахунок і вибір демпфера, розрахунок електрофізичних і еквівалентних параметрів каналів ультразвукової головки, розрахунок польових характеристик ультразвукової головки, розрахунок чутливості в режимі прийому і випромінювання.

3. Проведено конструкторське опрацювання макетів ультразвукової головки, розроблена оснащення і пристосування.

4. Проведено технологічна опрацювання з виготовлення макетів ультразвукових датчиків. Зокрема, проведено відпрацювання технології з виготовлення демпферів з загасанням ультразвуку не менше 20 дБ / см, технології порізки п'єзопластини на окремі п'єзоелементи, технології виконання гнучких шлейфів, технології виготовлення багатожильного з'єднувального кабелю.

5. Проведено метрологічна опрацювання макетів ультразвукових датчиків і методів їх контролю.

Як впливає з наведених результатів роботи, подальші дослідження в області створення багатoeлементних ультразвукових датчиків повинні бути спрямовані на зменшення міжканальних розбросов параметрів датчиків і підвищення їх чутливості в режимі прийому і випромінювання.

Особлива увага повинна бути приділена п'єзоактивних елементу зменшення розкиду його геометричних і електрофізичних параметрів, а також відпрацювання нових перспективних технологій по виготовленню друкованих плат, з гнучким шлейфом, по ультразвукової мікропайке і мікрозварювання, з металізації полімерних матеріалів, з виготовлення матричних п'єзоелементів, по виготовленню датчиків з кільцевої і конвексних поверхнею, з виготовлення товсто-плівкових п'єзоактивних елементів, для діапазону частот $7 + 15$ МГц.

Список використаних джерел

1. Волков В.Н. Основы ультразвуковой диагностики: Учеб.-метод. Пособие [Электронный ресурс]/В.Н.Волков. – Электрон. дан. – Мн.: ГрГМУ, 2005.-Режим доступа: <http://www.qrsmu.by>, свободный.
2. Reid, S. M. & Sikov, M. R. (1973) Interaction of ultrasound and biological tissues — Section 4:Ultrasound dosimetry, pp. 153—201 (various authors), DHEW Publication (FDA) 73—8008, U. S. Govt. Printing Office, Washington D. C.
3. . O'Brien, W. D. (1978) Ultrasonic dosimetry, Ultrasound: its application in medicine and biology Part I, (ed, F. J. Fry) pp. 343—391. Elsevier, Amsterdam. 4
4. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер.с англ./ Под ред. К.Хилла К..-М.:Мир,2006
5. Сарвазян А. П. Некоторые общие вопросы биологического действия ультразвука. Препринт. —Пушино: 1981.
6. Акопян В.Б., Ершов Ю.А. - Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами. М, 2005.
7. Ультразвуковые преобразователи /под ред. Е.Кикучи: Пер.с англ.- М.:Мир.- 1972.-424 с.
8. Кикучи Е. Ультразвуковые преобразователи. - М., Мир.- 1972.-295 с.
9. Van Holsbeeck M, Introcasco J. Musculoskeletal ultra sound, 2nd ed. St Louis: Mosby; 2001.
10. Grimm A., Prell T., Decard B. et al. Muscle ultrasonography as an additional diagnostic tool for the diagnosis of amyotrophic lateral sclerosis // Clin Neurophysiol 2014. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2014.06.052>
11. Диагностический ультразвук / Под ред. Зубарева А. В. -391 1-е издание -М.: Реальное Время, 1999. - 176 с.: ил.
12. Bianchi S, Martinoli C, eds. Ultrasound of the Musculoskeletal System. Berlin:Springer-Verlag; 2007.
13. Strakowski JA. Ultrasound Evaluation of Focal Neuropathies. Correlation With Electrodiagnosis. New York, NY: Demos Medical; 2014.

14. Bianchi S, Martinoli C, eds. Ultrasound of the Musculoskeletal System. Berlin:Springer-Verlag; 2007.
15. В.Й. Домаркас, Э.Л. Пилецкая Ультразвуковая эхотомоскопия, Л.: - Машиностроение, 1988.-276 с.
16. ГОСТ.26831-86 Приборы медицинские ультразвуковые диагностические эхоимпульсные сканирующие. Общие технические требования и методы испытаний.
17. П.Тойберт Оценка точности результатов измерений, М.: - Энергоатомиздат, 1988.-88 с.
18. Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.